الميكانيكا الحيوية

والتقييم والقياس التحليلي في الأداء البدني

دكتور

عادل عبد البصير على

أستاذ الميكانيكا الحيوية المتفرغ والعميد المؤسس

لكلية التربية الرياضية ببورسعيد

جامعة قناة السويس

٢٠٠٧

المكتبة المصرية

للطباعة والنشر والتوزيع

٣ ش أحمد ذو الفقار - لوران - الإسكندرية

تليفاكس: ٥٨٤٠٢٩٨ [illegible] ٠٢/ [illegible]

محمول: ٤٦٨٦٠٤٩ [illegible]

▫ اسم الكتاب : الميكانيكة الحيوية والتقييم والقياس التحليلي في الأداء البدني

▫ اسم المؤلف : د. عادل عبد البصير

▫ اسم الناشر : المكتبة المصرية

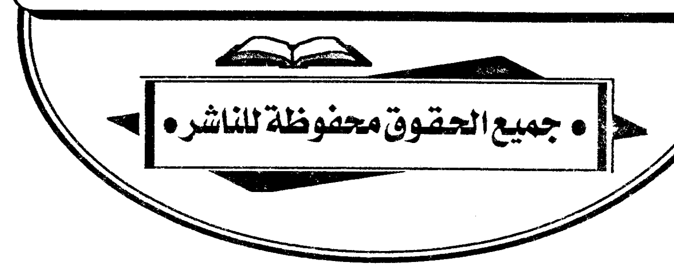
٣ ش أحمد ذو الفقار - لوران - الإسكندرية

تليفاكس: ٠٠٢٠٣/٥٨٤٠٢٩٨

▫ الطبعة : الطبعة الأولى

▫ رقم الإيداع : 18994 /2006

▫ الترقيم الدولي : I. S. B. N. 5 - 322 - 411 - 977





بطاقة فهرسة

فهرسة أثناء النشر إعداد الهيئة العامة لدار الكتب والوثائق القومية

إدارة الشئون الفنية

على ، عادل عبد البصير

الميكانيكة الحيوية والتقييم والقياس التحليلي في الأداء البدني/ عادل عبد البصير على . - ط ١ . - الإسكندرية : المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع ، ٢٠٠٧ .

٣٩١ ص ؛ ٢٤ سم .

تدمك ٥ ٣٢٢ ٤١١ ٩٧٧

١ - الميكانيكا الحيوية.

أ - العنوان

١٩١٢١ , ٥٧٤



بسم الله الرحمن الرحيم




إهداء
إلى الزوجة والأبناء الأحباء
إلى كل من يعمل مخلصاً في مجال الرياضة عامة
وبخاصـة الميكانيكا الحيـوية
إلى زملائنا في مصر والوطن العربي
إلى كل من ساهم بالقول أو الفعل في إخراج
هذا الكتاب إلى حيز الوجود



المقدمة

يستثير الاهتمام المتزايد بدراسة الأداء الحركى الإنسانى فى الأنشطة الرياضية المختلفة العاملين فى مجال تدريس وتدريب المهارات الحركية المرتبطة بالأنشطة الرياضية المتنوعة لدراسة العوامل المؤثرة بطريقة مباشرة أو غير مباشرة فى الأداء الحركى الإنسانى، سواء كانت هذه العوامل، عوامل بيولوجية أو فسيولوجية أو تشريحية أو عوامل اجتماعية وبيئية ونفسية، أو عوامل ميكانيكية، لتجميع مادة نظرية توضح العلاقات المتداخلة لكل من هذه العوامل ومدى ارتباطها ببعضها البعض بهدف الوصول إلى تعميمات يمكن عن طريقها ترشيد عملية التعليم والتدريب وتطوير إستراتيجيات تحسين الأداء الحركى لإنجاز أفضل النتائج الرياضية.

ويعتبر علم الميكانيكا الحيوية Biomechanics أحد فروع علم الحركة Kinesiology التى تهتم بدراسة وتحليل الأداء الحركى الإنسانى فى إطار العوامل المؤثرة فى الأداء الحركى السابقة ذكرها عالية، مستخدماً فى سبيل ذلك أساليب ووسائل متباينة ومتعددة.

ويعتبر التقييم والقياس من أهم الوسائل التى يعتمد عليها العاملين فى شتى مجالات المعرفة عامة وبخاصة مجال الميكانيكا الحيوية لتجميع المادة النظرية التى تمكنهم من الإبداع والابتكار فى مجالات الأنشطة الرياضية المتعددة.

ونظراً لأهمية التقييم والقياس فى المجال الرياضى، تناوله الكثيرين من الباحثين فى كل من الفروع المعرفية لعلم الحركة مثل مجالات علم النفس

والتربية (٣)، والتربية البدنية (١٤)، إلا أن القليل منهم تناوله فى مجال الميكانيكا الحيوية (٨)، (١٠).

لذا فإن هذا المصنف هدف إلى التعرض بشكل مصغر وعلى نطاق واسع للأدوات الرياضية والتقنية الضرورية لدراسة حركة جسم الإنسان والحيوان.

ويزود مصنفنا هذا الطلاب والباحثين بالأدوات والوسائل الضرورية لجمع وتحليل الخصائص الميكانيكية لحركات جسم الإنسان باستخدام تقنيات الميكانيكا الحيوية.

ونحن نسلم بأن القارئ لديه حصيلة لا بأس بها فى الميكانيكا الحيوية أو قوانين نيوتن أو الميكانيكا الهندسية. كما يجب أن يمتلك القارئ فهم المتجهات ويكون معروف لديه نظام الوحدات الدولى وبالرغم من مراجعة هذه المناطق يجب أن يعرف القارئ القوانين الأولية الميكانيكية والمسماه بقوانين نيوتن، وقواعد تشريح الهيكل العضلى لجسم الإنسان. هذا المصنف يفحص كيفية تطبيق تلك القوانين على حركات جسم الإنسان المعقدة، ويتضمن تحليل حركة أعضاء جسم الإنسان عن طريق العضو أو تركيب أعضاء الطرف أو قياسات الجسم كله. وبالرغم من أن معرفة الإنسان لعلم التشريح مرغوب فيه إلا أنه ليس من الضرورى التعمق فى مفهوم وصف أدواته التحليلية.

واشتمل هذا المصنف على ثلاثة أبواب، تضمن الباب الأول (الحركة المستوية) واشتمل على خمس فصول تناول الفصل الأول، وصف وضع جسم الإنسان، وتحديد نظام الإحداثيات المتعامدة. وتناول الفصل الثانى درجات الحرية، وماهيتها، وتحديد درجات الحرية فى كل من الحركة فى

البعدين أو الثلاثة أبعاد. فى حين تعرض كل من الفصل الثالث لجمع البيانات الكينماتيكية والفصل الرابع للكينماتيكا الخطية والفصل الخامس للكينماتيكا الزاوية. أما الباب الثانى (كيناتيكا جسم الإنسان)، تضمن خمس فصول تناول كل من الفصل الأول بارامترات أعضاء الجسم، الفصل الثانى القوى ومسبباتها، والفصل الثالث الديناميكى المعكوسة للبعدين، والفصل الرابع الطاقة، الشغل، القدرة، والفصل الخامس كيناتيكا الثلاثة أبعاد.

وتضمن الباب الثالث (التكنيكات الإضافية) فصلين، تناول كل من الفصل الأول النمذجة العضلية والفصل الثانى تناول نموذج ميكانيكا العصب عضلى.

وقد زيل كل فصل من فصول هذا المصنف بأسئلة للمراجعة وقائمة للمراجع. وفى نهاية هذا المصنف زود بالمرفقات الخاصة بالقواعد الرياضية وعلاقتها بالمهارات ومراجعة حساب المثلثات ووحدات القياس المنتشرة، والبارامترات الأنثروبومترية لجسم الإنسان.

وندعوا الله سبحانه وتعالى أن يفيد من هذا العمل القارئ.

تحريراً فى

أ.د. عادل عبد البصير على



المحتويات

الموضوع	الصفحة

الفصل الثاني

القوى وقياسها Forces and Its Measurements

الفصل الثالث

الديناميكا المعكوسة للبعدين

Two-Dimensional Inverse Dynamics

الفصل الرابع

الطاقة، الشغل، القدرة Energy, Work, Power

الفصل الخامس

كيناتيكا الثلاث أبعاد Three Dimensional Kinetics

الباب الثالث

التكنيكات الإضافية Additional Techniques

الفصل الأول

النمذجة العصبية العضلية

Neuromuscular Modeling

الفصل الثاني

نموذج ميكانيكا العصب عضلي

Mechanical Neuromuscular Modeling

الباب الأول

الحركة المستوية
Planar Kinematics

الباب الأول

الحركات المستوية

Planar Kinematics

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذه الفصول يصبح القارئ قادراً على :

١- كيفية وصف وضع الجسم.

٢- كيف يحدد الكميات المستقلة (درجات الحرية) الضرورية لوصف أى نقطة أو أى جسم فى الفضاء.

٣- التعرف على كيف يقيس ويحسب التغيرات فى الوضع الخطى (الإزاحة) ومشتقات السرعة والعجلة بالنسبة للزمن.

٤- التعرف على كيف يقيس ويحسب التغيرات فى الوضع الزاوى (الإزاحة الزاوية) ومشتقات السرعة الزاوية والعجلة الزاوية بالنسبة للزمن.

٥- كيف يصف ويعرض النتائج الكينماتيكية (الحركية).

٦- كيفية شرح القياس المباشر للوضع والسرعة المتجهة، والعجلة، باستخدام نظم حساب الحركة أو المحولات.

تمهيد : Review

تعتبر الكينماتيكا الحيوية إحدى أقسام الديناميكا وهى تهتم فى المقام الأول بدراسة حركة الأجسام دون النظر إلى مسببات حدوثها، وفى سبيل تحقيق ذلك تستخدم مصطلحات المسافة Distance، والإزاحة

Displacement، والسـرعة Speed، والسـرعة المتجهـة Velocity، والعجلة بالنسبة للحركة الخطية وبالمثل بالنسبة للحركـة الزاويـة تسـتخدم المسافة الزاوية Angular والإزاحة الزاويـة Angular displacement، العجلة الزاوية Angular Acceleration. وفى هذا البـاب الأول سـوف نعرض أمثلة لكيفية القياسات الكينماتيكية المستخدمة فى بحث البيوميكانيكـا، وبخاصة طرائق تفاعلات المتغيرات الكينماتيكيـة للتحلـيلات الخطيـة (ذو البعدين) المعروضة فى الفصل الأول. فى الفصل الثانى تصنيف مفاهيم تقييم جمع وتحليل الكينماتيكا الفراغية (الأبعاد الثلاثة).

الكينماتيكا هى الأداءات التحليلية المفضلة فى الإجابة عـن أسـئلة الباحثين كمثل "من يكون الأسرع"؟ وما هو مدى حركة المفصـل؟ وكيـف يعمل نموذجين لحركتين مختلفتين؟ أهم تطبيقات البيانات الكينماتيكيـة هـى استخدامها كقيم مدخلة من أجل أداء التحليلات الديناميكية المعكوسة لتقـدير فعل القوى وعزم القوى عبر مفاصل النظام الحلقى للأجسام الصلبة. لـذلك ربما يكون التحليل الكينماتيكى فى حد ذاته نهائياً أو يكون الخطوة المتوسطة التى تمكن من توالى التحليل الكيناتيكى. بينما المتغيرات الكينماتيكيـة هـى الهدف الأول لموضوع البحث أو غالباً الخطوة الأولى فـى أى مجموعـات للتحليل، فهى تحتاج إلى قياسات كمية دقيقة تعرضنا لها فى الفصل الثالـث من خلال جمع البيانات الكينماتيكية كما اهتم الفصـل الثالـث بالكينماتيكـا الخطية والفصل الرابع بالكينماتيكا الزاوية.

الفصل الأول

وصف الوضع Description of Position

- الأهداف
- تمهيد
- أولاً : تحديد الإحداثيات
- ثانياً : وصف الوضع
- الملخص
- اختبر معلوماتك
- المراجع

الفصل الأول

وصف الوضع Description of Position

الأهداف Objectives

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادراً على :

١- تحديد نظام الإحداثيات المتعامدة.

٢- وصف وضع أى نقطة أو أى جسم.

تمهيد : Review

تعتبر الهندسة الكينماتيكية فرع من فروع الكينماتيكا الذى يفسر من خلاله وصف وضع وإزاحة الجسم بدون أن نضع للزمن أى اعتبار، ويعنى ذلك أن مناقشة الهندسة الكينماتيكية لا تتعرض لاصطلاحات السرعة والعجلة أى لا تضعها فى الاعتبار.

ويتحدد وضع الجسم الصلب واتجاهه عن طريق وضع نقطة على وضع هذا الجسم، ويمكن رؤية جسم الإنسان كنظام حلقى صلب تربطه المفاصل. وبالرغم من أن عادة لا تكون أجزاء جسم الإنسان تركيباتها صلبة إلا أننا فى غالب الأحيان نسلم بكونها أجزاء صلبة خلال دراسات حركة جسم الإنسان واصطلح على أن هذا هو المدخل لإدراك استخدامها.

بناءاً على ما سبق يمكننا وصف الموضع عن طريق ما يلى :

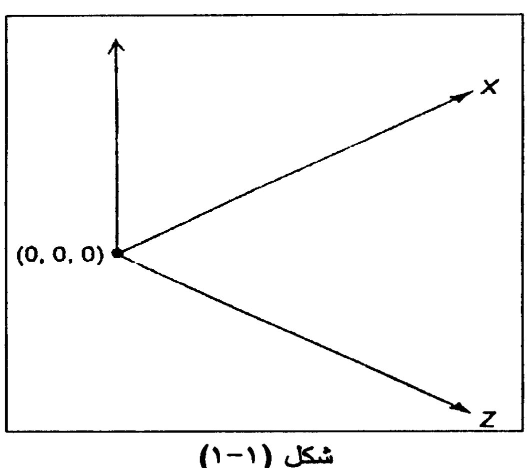
١- تحديد نقطة الأصل عن طريق موضع إحداثيات البعدين (٠ ،٠) أو الثلاث أبعاد (٠ ،٠ ،٠).

٢- محورين أو ثلاثة محاور متبادلة التعامد (بزاوية قائمة بين كل منها) ويمر كل منها من خلال نقطة الأصل.

أولاً : تحديد الإحداثيات Determining Coordination :

لتحديد أو وصف أى نقطة أو جسم، يجب علينا أولاً تحديد الأدوات التى سوف نستخدمها. أداتنا الرئيسية هى نظام المحاور المتعامدة Cartesian Coordination System، والتى من خلالها نؤسس واحد أو أكثر من الكوادر المرجعية. وقد يرى الفرد أن ذلك مزعج ولكنه ضرورى دائماً لإيجاد الكادر المرجعى للقصور الذاتى أو المتعلق بقوانين نيوتن Newtonian والذى يسمى أيضاً النظام المرجعى المطلق Absolute Reference System، النظام المرجعى الشامل A Global Reference System، أو النظام الإحداثى الشامل A Global Coordinate System ويرمز له بالرمز (GCS). هذا النوع من النظام المرجعى يتركب من محاور مستقرة حيث تثبت فى اتجاهها لدرجة أن المحور X يكون موازى للأرض. ونوجد النظام الإحداثى بواسطة :

- إيجاد نقطة الأصل (0 ،0) فى البعدين أو الوضع (0 ،0 ،0) فى الثلاثة أبعاد.
- تحديد محورين متعامدين أو ثلاثة محاور (بين كل منهما أو منها زاوية قائمة) وكل منها يمر بنقطة الأصل. فى هذا الفصل سوف نستخدم نظام الإحداثى الشامل (GCS) والذى اتفق عليه فى جمعية البيوميكانيك الدولية (ISB) كما فى شكل (١-١).



شكل (١-١)

النظام الإحداثى الشامل لليد اليمنى المعدل باتفاقية الجمعية الدولية للميكانيكا الحيوية المستخدم لتتابع حركة الفرد على طول المحور الأفقى

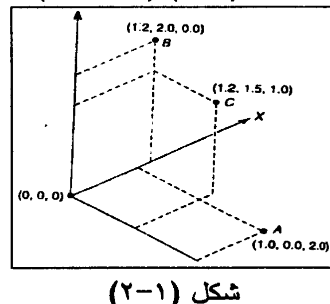
حيث يكون اتجاه المحور X وفقاً للاتجاه الأفقي الأساسى للحركـة. ويكون المحور Y عمودى على المحور X وموقع لأعلى، بينما المحـور Z عمودياً يمين المستوى X-Y. لاحظ أن نظام المحور يمكن يكون لليد اليمنى أو اليد اليسرى. والنظام الإحداثى الشامل (GCS) للوصف هنا هو النظـام الإحداثى الشامل لليد اليمنى شكل (١-١). النظام الأكثر انتشاراً هـو نظـام محاور اليد اليمنى المتفق عليه.

فى بعض المراجع سوف يقابل القارئ نظم إحداثيات بديلة وهـى لا تتبع اتفاقية الجمعية الدولية للميكانيكـا الحيويـة (ISB)، بعـض مراجـع الرياضيات Mathematics والهندسة Engineering، ومعظم مخرجـات منصة القوى Force Platforms وكثير من تطبيقات الأبعاد الثلاثـة فـى

البيوميكانيك غالباً تستخدم النظام الإحداثى الشامل (GCSs) حيث يختلف عما اتفقت عليه الجمعية الدولية للبيوميكانيكا (ISB).

فى مجال الثلاثة أبعاد فى البيوميكانيكا على سبيل المثال غالباً المحور (Y) يتطابق مع الاتجاه الرئيسى للحركة، المحور (X) يكون متعامداً مع المحور (X) فى المستوى الأفقى ويكون المحور (Z) متعامداً يميناً على المستوى الأفقى (X-Y) وموضوع عمودياً لأعلى. لتعود القارئ على بعض هذه الاختلافات، اخترنا اتفاقات متنوعة للاستخدام فى هذا المصنف. فى كل فصل تبنى الاتفاقية ولضح تماماً. التزمنا فى هذا الفصل بنظام الإحداثى الشامل للجمعية الدولية للبيوميكانيكا. واستخدمنا المستوى (X-Y) لمناقشة المستوى السهمى للحركة Sagittal plane movement. هذه الاتفاقية أكثر انتشاراً فى الاستخدام فى نظام البعدين فى المنشورات البيوميكانيكية.

إن موقع نقطة الأصل (Origin) هو المركز الأساسى لقدرتنا على تحديد مقدار الوضع من خلال (GCS). يمكن وصف أى نقطة فى (GCS) بواسطة موضعها بالنسبة لنقطة الأصل المحدد بواسطة إحداثياتها فى البعدين (٢-D) (Y,X) أو الثلاثة أبعاد (٣-D) (X, Y, Z) كما فى شكل (١-٢).



شكل (١-٢)

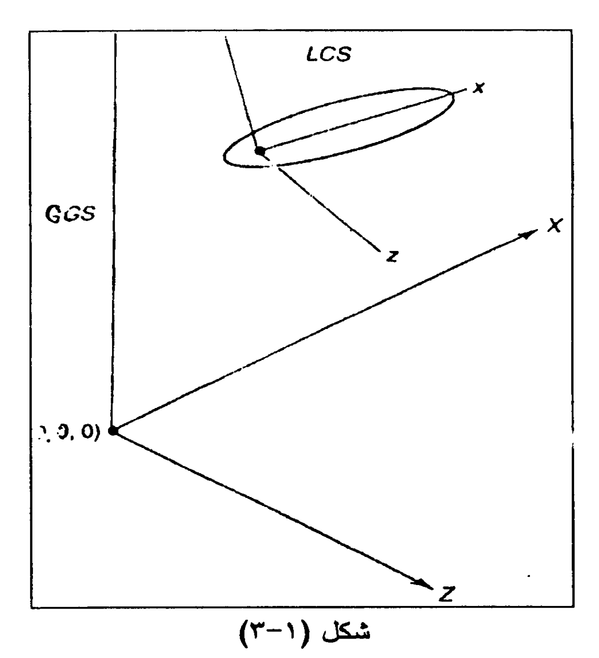
تحديد موضع النقاط الثلاثة C, B, A وفقاً لإحداثيات كل منها على التوالى (١,٠، ٠,٠، ٢,٠)، (١,٢، ٢,٠، ٠,٠)، (١,٢، ١,٥، ١,٠)

يتحدد موقع نقطة الأصل فى البيوميكانيكا عند مستوى الأرض فـــى الوضع المناسب تبعا للحركة المدروسة. على سبيل المثال عنـــدما تســـتخدم منصة قياس القوى، مركز أو اى نقطة لمنصة القوى هو الوضــــع الأنســـب لنقطة الأصل.

ثانياً : وصف الوضع : Description of Position

بعد بناء النظام المرجعى نصبح قادرين على وصف وضع أى نقطة نهتم بها. على سبيل المثال، وضع العلامات الثابتة على النقـــاط التشــــريحية لمفاصل جسم الفرد. وعموماً لوصف أى شئ أو الجسم الصلب أو أى نقطة خاصة، تحتاج إلى إضافة معلومات خاصة.

يجب وصف أى وضع لنقطة خاصة على أو خـــلال الشـــئ مثـــل إحداثيات مركز ثقل الكتلة أو نهايتها القريبـــة أو البعيـــدة Proximal and distal end. بالإضافة إلى تحديد حجم الشئ وشكله، ويجب وصف توجيهه فيما يتعلق بمحاورنا المرجعية المقدرة. ولإجراء ذلك تنشئ كادر مرجعـــى ثانى حيث يمتلك نقطة أصل ومحاور موصلة لتمكنه من الحركة مع الجســـم عامة شكل (١-٣)، ويعرف هذا بالنظام النســـبى أو الإحـــداثى الموضـــعى Relative or Local Coordinate System ويرمز له بـــالرمز (LCS). عند تطبيق هذا النظام على جسم الإنسان ربما يعرف باسم النظام المرجعـــى للأجزاء Segmental Coordinate System. غالباً يكون موقـــع نقطـــة أصل (LCS) عند مركز كتلة العضو أو عنـــد مركـــز الطـــرف القريـــب للمفصل، وترتب المحاور بالتزامن مع نظم (GCS) عندما يكون الفرد فـــى الوضع التشريحى.



شكل (١-٣)

اتصال نظام (LCS) بوضع الشئ من خلال نظام (GCS)

يحدد النظام المرجعى الشامل (GCS) الوضع النسبى لمحاور النظام الموضعى فيما يتعلق بتوجيه الجسم الصلب أو العضو.

تحتاج لوصف توجيه النظام الموضعى فى الثلاث أبعاد على الأقــل إلى ثلاث زوايا للدوران. يمكن استخدام مجموعات متعددة الاختلافات لتوجيه الخاص لنظام الموقعى (LCS)، ولكن كل من تلك المجموعات تحتوى على ثلاث زوايا متصلة. فمثلاً: يستخدم نظام تصنيع الطائرة توظيف اصطلاحات انحراف Yaw، درجة Pitch، لف Roll. الانحــراف Yaw هــو دوران الطائرة يساراً- يميناً فى الطيران، الدرجة هى الحركة أعلى واسفل الأنــف،

اللف، هو دوران حول المحور الطولى للطائرة. تلك الدورانات مسئولة عن تحديد الدوران حول المحاور Y العمودى (Vertical)، Z الجانبى (Lateral)، X السهمى أو الداخلى (Anteroposterior) فى النظام الإحداثى الشامل المتفق عليه (ISB). الوصف الأكثر شمولاً لنظام الموضعى (LCS) وزوايا الأبعاد الثلاثة للدوران نتناوله فيما بعد.

ملخص :

تهتم الكينماتيكا بدراسة حركة الأجسام باصطلاحات كل من المسافة، والإزاحة، والسرعة، والسرعة المتجهة والعجلة المتجهة بالنسبة للحركة الخطية، وبالمثل بالنسبة للحركة الزاوية حيث تستخدم المسافة الزاوية والإزاحة الزاوية والسرعة الزاوية والعجلة الزاوية. يتحدد وضع الجسم الصلب واتجاهه عن طريق وضع نقطة على وضع هذا الجسم، ويمكن رؤية جسم الإنسان كنظام حلقى صلب تربطه المفاصل. ويمكن وصف الموضع عن طريق تحديد نقطة الأصل عن طريق موضع إحداثيات البعدين أو الثلاثة ومحورين أو ثلاثة محاور متبادلة التعامد (بزاوية قائمة) ويمر كل منها من خلال نقطة الأصل.

ويعتبر نظام المحاور المتعامدة من الأدوات الرئيسية التى من خلالها تؤسس واحد أو أكثر من الكوادر المرجعية. إن موضع نقطة الأصل (Origin) هو المركز الأساسى لقدرتنا على تحديد مقدار الوضع من خلال النظام الإحداثى الشامل.

نظام الإحداثى الموضعى هو نظام مرجعى يمتلك نقطة أصل ومحاور موصلة بالجزء تمكنه من الحركة مع الجسم عامة ويرمز له بالرمز (LCS) وعند تطبيق هذا النظام على جسم الإنسان يعرف بالنظام المرجعى للأجزاء وغالباً يكون موضع نقطة أصل (LCS) عند مركز كتلة العضو أو

عند مركز الطرف القريب للمفصل وترتب المحاور بـــالتزامن مـــع نظـــم الإحداثيات الشامل (GCS) عندما يكون الفرد فى الوضع التشريحى.

اختبر معلوماتك :

١- اشرح كيف يمكن تحديد موضع نقطة فى الفراغ.

٢- حدد موقع كل من النقاط (٤، ٣، ٢)، (٥، ٤، ٣)، (٦، ٣، -٢).

٣- اشرح كيف يمكنك وصف موضع أى نقطة.

٤- ما هو النظام الإحداثى الموضعى (LCS).

٥- ما هو النظام الإحداثى الشامل (GCS).

المراجع

١- إيهاب عادل عبد البصير على : (٢٠٠٥م)، تطبيقات عملية فى الميكانيكا الحيوية للمهارات الرياضية، المؤلف، كلية التربية الرياضية ببورفـؤاد، بورسعيد، ص(٣-٦).

٢- عادل عبد البصير وإيهاب عادل عبـد البصـير : (٢٠٠٦م)، التحليـل البيوميكانيكى والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجـال الرياضـى، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، لوران الاسكندريـة، ص(٣٨-٤٤).

3- Abright JP, Saterbak A, and Stokes J: (1995), Use of knee braces in sport. Current recommendations, Sports Med. 20: 281.

4- Hamill, J., & K.M. Knutzen: (1995), Biomechanical basis of human movement, Baltimore: Williams and Wilkins.

5- Robertson, D.G.W.: (1997), Introduction to biomechanics for human motion analysis, Waterloo, Ontario, Waterloo Biomechanics.

6- Winter, D.A.: (1990), Biomechanics and motor conrol of human movement. 2nd ed., Toronto: John Wiley & Sons.

7- Zatsiorsky Vladimir M.: (1998), Kinematics of human motion, Human Kinetics, Printed in U.S.A, P. (72, 139, 218).

الفصل الثانى

درجات الحرية Degrees of Freedom

الفصل الثانى

درجات الحرية Degrees of Freedom

الأهداف Objectives

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادر على التعرف على :

١- ما هى درجات الحرية.

٢- تحديد درجات الحرية فى الحركة ذات البعدين.

٣- تحديد درجات الحرية فى الحركة ذات الثلاث أبعاد.

تمهيد : Review

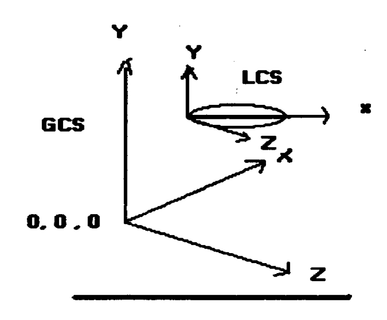
يمكن وصف موضع النقطة فى الفضاء عن طريق معلومات لنماذج ثلاثة فى إحداثيها الموضعى (X, Y, Z)، وعلى أية حال يحتاج إتمام وصف الجسم الصلب إلى ستة معلمات: الثلاث أبعاد (X, Y, Z) لموضع CG، والثلاث زوايا التى تصف اتجاهه.

أولاً : درجات الحرية Degrees of Freedom

البارامترات المستقلة الموحدة لإيجاد وضع النقطة أو الجسم تعرف كهدف لدرجات الحرية ويرمز لها بالرمز (DOF) لذلك النقطة تمتلك ثلاث درجات حرية. بينما يمتلك الجسم الصلب ست درجات حرية كما فى شكل (٢-١أ).

بالرغم من أن استخدام إتمام وصف تحرك الحركة فى الأبعاد الثلاثة الفراغية، فى كثير من حالات تحرك الإنسان إلا انه يمكن وصفها مبدئياً فى

مستوى واحد خاص. كمثال المشى والجرى يتضمن نسبياً أداء كبير للأجزاء تحدد من خلال المستوى السهمى بواسطة المحورين X، Y لنظام الإحـــداثى الشامل (GCS). الحركات فى المستويين الجبهى Frontal Plane والأفقى Transverse Plane يظهر أقل مدى للحركة خلال المشى أو الجرى. لذلك، كثير من التفاصيل الضرورية لحركة المشى والجرى يمكن تحدد من تحليل المستوى السهمى. ببساطة هذا القياس والتحليل والتدخل من أجــل وصـــف الحركة وأفضل خدمة لمجال البدء لفهم الحركات التى هى دائماً فى طبيعتها مستوية. الفرصة المتاحة هى الاقلال فى درجات الحرية من الــثلاث أبعـــاد (X, Y, Z) إلى البعدين (X, Y) لوصف وضع النقطـــة. بالنســـبة للجســـم الصلب فى البعدين، نقل درجات الحرية من ستة إلى ثلاثة، مع الإحـــداثيين X, Y فقط وزاوية واحدة (θ) تساعد لتعين الشئ فى المستوى كما فى شكل (٢-b١). يهتم هذا الفصل بإلقاء الضوء على الكينماتيكـــا المســـتوية فـــى البعدين. على أية حال يظهر العديد من المفاهيم من خلال بيئـــة الحركـــات المستوية وتطبيق الحركة فى الأبعاد الثلاثة كما وصفت فى الفصل الأول.



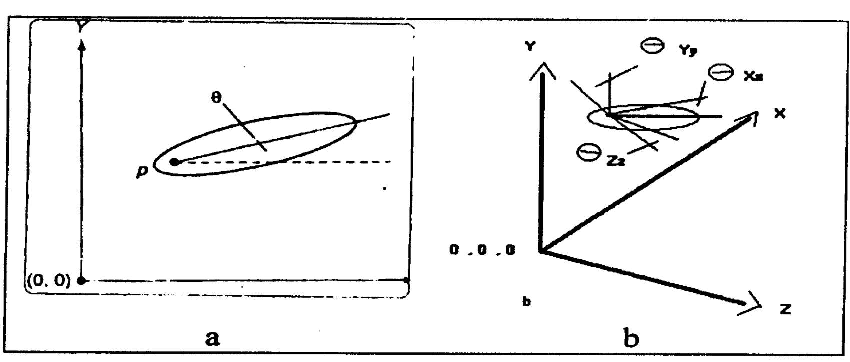
شكل (٢-١)

(a) درجات الحرية فى نظام الإحداثى للأبعاد الثلاثة،

(b) درجات الحرية فى النظام الإحداثى للبعدين

ثانياً : تحليل حركة الأعضاء Segmental Kinesiological Analysis :

يتكون الهيكل العضلى Muscular Skeleton، من مجموعات من الحلقات المنفصلة، والتى يمكن اعتبارها تقديرياً كأجسام صلبة، ويحتاج وصف وضع واتجاه كل حلقة فى الفراغ إلى ست درجات حرية Degree of Freedom (DOF). واعتبار أن عظمة الفخذ The Femur كمثال لذلك عرضت فى شكل (٢-٢).



شكل (٢-٢)

تحديد درجات الحرية الستة لأى جسم صلب فى الفراغ باستخدام الثلاث بارامترات الانتقالية (Z, Y, X) لتحديد الحركة الانتقالية، والثلاث بارامترات الدورانية (θ_z, θ_y, θ_x) لتحديد الاتجاه

يمكن تحديد وضعها فى الفراغ فى النظام الإحداثى المعملى Laboratory Coordinate System (LCS)، عن طريق ربطها بنظام إحداثى لأى جسم Body Coordinate System (BCS) والنظام الإحداثى للجسم يمكن تمييزه كاملاً عن طريق الوضع الخاص لكل من الاتجاه

(X, Y, Z)، ومتابعة دورانه حول محاوره عن طريق مقدار ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)، والإحداثيات الستة ($\theta_x, \theta_y, \theta_z, X, Y, Z$) هى درجات الحرية لعظمة الفخذ، وبالإضافة إلى توحيد تحديد وضعها الفراغى واتجاهها عند أى لحظة زمنية.

ملخص Summary :

أى نقطة تمتلك ثلاث درجات حرية بينما يمتلك الجسم الصلب ست درجات حرية. بالنسبة للجسم الصلب فى البعدين تقل درجات الحرية من ست درجات إلى ثلاث درجات مع الإحداثيين (X, Y) فقط وزاوية واحدة (θ) تساعد لتعيين الشئ فى المستوى.

يمكن تحديد وضع عظمة الفخذ فى الفراغ فى النظام الإحداثى المعملى عن طريق ربطها بنظام إحداثى لأى جسم والنظام الإحداثى للجسم يمكن تمييزه كاملاً عن طريق الوضع الخاص لكل من الاتجاه (X, Y, Z) ومتابعة دورانه حول محاوره عن طريق مقدار ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) والإحداثيات الستة ($\theta_x, \theta_y, \theta_z, X, Y, Z$) هى درجات الحرية لعظمة الفخذ.

اختبر معلوماتك :

١- ما هى درجات الحرية؟

٢- أكمل ما يأتى :

أ- .... تمتلك ....

ب- يمتلك .... ست درجات حرية.

جـ- تقل درجات الحرية من .... إلى ....

٣- اشرح كيف يمكن تحديد وضع عظمة الفخذ فى الفراغ فى النظام الإحداثى المعملى؟

المراجع

١- جيرد هوخموث: (١٩٧٨م)، الميكانيكا الحيوية وطرق البحـث العلمـى للحركات الرياضية، ترجمة كمال عبد الحميد، دار المعارف، القاهرة،.

٢- عادل عبد البصير وإيهاب عادل عبـد البصـير : (٢٠٠٦م)، التحليـل البيوميكانيكى والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجـال الرياضـى، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، لوران الاسكندريـة، ص(٣٨-٤٤).

٣- عادل عبد البصير على: (١٩٩٨م)، المدخل لتحليل الأبعاد الثلاثة لحركة جسـم الإنسـان فـى المجـال الرياضـى، مركـز الكتـاب للنشـر، القاهـرة، ص(٢٧-٣٤).

٤- محمد يوسف الشيخ: (١٩٦٩م)، الميكانيكا الحيوية وعلم الحركـة، دار المعارف، القاهرة.

5- Beer, E.P., and E.R. Johnston, Jr.: (1977), Vector mechanics for engineers: Statics and dynamics, 3rd ed., Montreal: McGraw- Hill.

6- Gordon, E. Robertson et al.: (2004), Research methods in biomechanics, Human Kinetics, U.S.A, P.(9-23).

7- Hay, J.G.: (1978), The biomechanical of sports techniques, 2nd ed., Prentice Hall, Inc., Englewood Cliffs.

8- Robertson, D.G.E.: (1997), Introduction to biomechanics for human motion analysis, Waterloo, Ontario: Waterloo Biomechanics.

9- Zatsiorsky Vladimir M.: (1998), Kinematics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics, U.S.A, P. (8-24).

الفصل الثالث

جمع البيانات الكينماتيكية (الحركة)
Kinematic Data Collection

الفصل الثالث

جمع البيانات الكينماتيكية (الحركة)

Kinematic Data Collection

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادر على التعرف على :

١- طرق تجميع البيانات الكينماتيكية.
٢- مبادئ التصوير المساحى الضوئى.
٣- نظم المعايرة للتصوير.
٤- اختيار علامة البعدين.
٥- علامة الحركة الحرة.

Review : تمهيد

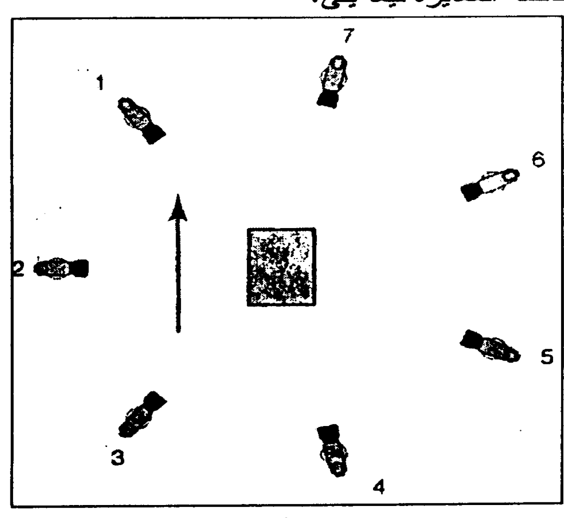
يهتم هذا الفصل فى المقام الأول بعرض طـرق تجميـع البيانـات الكينماتيكية الأكثر انتشاراً واستخداماً فى أبحاث البيوميكانيك مـع التركيـز على مبادئ التصوير المساحى الضوئى وشرح نظم المعـايرة مـن أجـل التصوير، وكيفية اختيار موضع العلامات المرجعية على الهـدف المحـدد دراسته حتى يمكن تحديد وضعها ومتابعة تحركها.

أولاً : طرق تجميع بيانات الحركة : Kinematic Data Collection

الطريقة الأكثر انتشاراً لجمع بيانات الحركة هـي اسـتخدام نظـام الصور أو تجزئ الحركة لتسجيل ومتابعة حركة العلامـات الثابتـة للفـرد المتحرك عن طريق الترقيم اليدوى أو الآلـى للحصـول علـى إحـداثيات العلامات. وبعد ذلك تستخدم هذه الإحداثيات فـى عمليـة الحصـول علـى المتغيرات الكينماتيكية لوصف الحركات العضوية للمفصل تستخدم أكثر نظم التصوير الفيديو Video، الفيديو الرقمى Digital Video أو كامرتين بأداة شـحن مزدوجـة Charge- Couple Device cameras (CCI)، مثـل APAS، Elite، Motion Analysis Peak Performance، Qualisys وSimi). تستخدم هذه النظم تسجيل الضوء المنعكس من العلامات المثبتـة بالجسم كما فى شكل (٣-١) فى المعمل، الكامرات تمتلك إضـاءتها ذاتيـة. وشريط العلامات العاكس الذى يجسم لمعـان العلامـة بالمقارنـة بالجلـد، والملابس والخلفية. تستخدم بعض أنظمة الفيديو الأخرى ضوء الأشعة تحت الحمراء أو كامرات الأشعة تحت الحمـراء Infrared Cameras لتحديـد مواقع العلامة. يستخدم بعض النظم انعكاس ضوء الأشعة تحـت الحمـراء، بينما الأخرى (مثل Optotrack) تستخدم نشاط ضوء الأشعة تحت الحمراء المنبعث من الصمام الثنائى (IREDs). يتطلب نظم نشاط العلاقة وحدة تحكم توالى الفروق الفردية لنبضات لـــIREDs من أجل تحديد كفاءة العلامة.

لدراسة الحركة المستوية، توضع كاميرا واحدة بحيث يكون المحور البؤرى للعدسة عمودى على مستوى الحركة تماماً. على أية حال فى كثيـر من المعامل يستخدم كاميرات متعددة لتسجيل إحداثيات الثلاث أبعاد من كـلا الجانبين للجسم كما فى شكل (٣-١). يتطلب عادة وضع إحداثيات الأبعـاد الثلاثة كامرتين فقط. على أى حال ربما يسبب إعاقة العلامات عن طريـق

أى جزء من الجسم أو الدوران خارج خط رؤية الكاميرا الأفضل، يضـــمن نظام الكاميرات المتعددة رؤية كل علامة على الأقل فى كامرتين من خـــلال الحركة. لذلك، أى نظام متعدد الكاميرات يتيح فرصة من أجل كـــل دراســـة للحركات المستوية. وضع واتجاه كل كاميرا غير مقيد كمـــا ســـوف يـــرى القارئ فى مناقشة المعايرة فيما يلى.



شكل (٣-١)

نموذج لتعدد (سبع كاميرات) وضعت فى دراسة حركة جســـم الإنسان فـــى المعمل. هذا المنظر من أعلى الرأس مباشرة، للنظر لاسفـــل أرض المعمل مع منصة القوى باللون الرمادى، واتجاه حركة الشخص يشير إليه السهم

أحد مميزات نظم التصوير الحديثة هى أن أكثرها يرقم آليـــاً حيـــث يحسب بسرعة ويظهر بيانات إحداثى الوضع من العلامات المتعددة من خلال

تتابع الحركة. وتميز نظم الفيديو أنها تتيح الفرصة لرؤية الـزمن الحقيقـي للأشياء والتشغيل الفورى لفحص صدق الصور المسجلة.

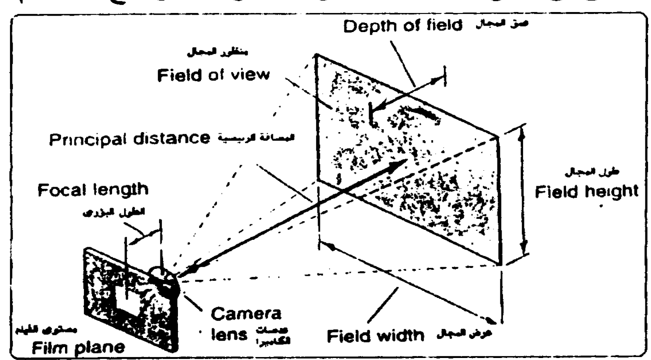
ثانياً : مبادئ التصوير المساحى : Principles of Photogrammetry

التصوير المساحى هو "فن وعلم وتكنولوجيا للحصول على معلومات حقيقية حول الأشياء الطبيعية والبيئة المحيطة خـلال عمليـات التسـجيل، والقياس وترجمة الصور...".

يهتم أخصائيوا الميكانيكا الحيوية بأنفسهم بالعوامل الضرورية مـن أجل الحصـول علـى صـور نقيـة مـن وسـائل التصـوير الضـوئى Photographic أو التصوير بالفيديو Videographic. قليل من أخصائيوا الميكانيكا الحيوية يستخدمون التصوير الضوئى أو التصوير السينمائى اليوم لجمع البيانات لأنها مكلفة وتحتاج عمليات حسابها وقت طويـل. التصـوير بالفيديو اليوم أكثر الطرق انتشاراً. ولكن مع كل هذه الوسائط، ربما تقابـل نفس المبادئ فى البحث فى استخدام خلق الصور الفوتوغرافية. فـى هـذا الفصل سوف تناقش العوامل الأكثر أهمية لباحثين البيوميكانيكـا. الوظيفـة الأولى لخطأ منظور الرسم، ونظم معايرة التصوير سوف نناقشها فى الفصل التالى. التفاصيل الأكثر معلومات عـن التصـوير، التصـوير السـينمائى، والتصوير بالفيديو، كمثال ذلك نظام تنقيـة اظهـار التصـوير Additive Photographic Exposure System (APEX)، يمكن الحصول عليهـا من المصادر المتخصصة فى ذلك.

يحدد مجال الرؤية كمستطيل يظهر بواسطة الوسيط المسجل (مثـل الفيلم، الفيديو) بعد مروره من خلال عدسة الكاميرا (أنظر شـكل (٣-٢)). يجب التأكد من أن الحركة المأخوذة تسقط فى مجال رؤية الكاميرا. لمنع عدم

الدقة فى انسيابية نتائج البيانات المسجلة بالنسبة لإحداثى بداية ونهاية الحركة يجب التأكد من أن الحركة سجلت قبل وبعد المرحلة موضع الاهتمام.



شكل (٣-٢)

أبعاد التصوير

من أهم الاعتبارات التى يجب مراعاتها عند تسجيل حركة العلامات هو اظهار الزمن الذى يتناسب فى نظام التصوير مع سرعة الكاميرا وسرعة غلق وفتح العدسة Shutter Speed. زمن الاظهار هو زمن الدوام الذى يستغرقه الوسيط لاظهار مسار الضوء من خلال عدسات الكاميرا. سرعة الكاميرا هى أيضاً تسمى تردد الكادر Frame Rate، وهو كيفية سرعة تسجيل الكاميرا للصور فى الوسيط. السرعة النموذجية لكاميرا الفيديو ٣٠ مجال/ ثانية، أو ٣٠ كادر/ ثانية فى نظام NTSC فى أمريكا الشمالية، ٢٥ كادر/ ثانية فى نظام SECAM أو PAL فى أوروبا، واعتماداً على نظام تردد تيار الخط الكهربائى ٦٠ هـ.ت فى أمريكا الشمالية، ٥٠ هـ.ت فى أوروبا، آلات السينما المستخدمة فى التصوير السينمائى العادية ٢٤ كادر/ ثانية، ولكن النماذج المستخدمة فى البيوميكانيك تسجل من ١٠ إلى ٥٠٠

كادر/ثانية. وبخاصة صممت كاميرات الفيديو تسجل عند ترددات مثل ٦٠، ١٢٠، ٢٤٠ كادر/ ثانية، وتصل نظم الاتساع البؤرى إلى ٢٠٠٠ كادر/ثانية. أنجز مضاعفة تكرار الخط أو تسجيل الصورة مرتين أو أكثر فى كل كادر فى تلك الترددات.

أخيراً يكون التركيز الرئيسى للتصوير الذى يجب وضعه فى الاعتبار هو تعديل البعد البؤرى وعمق مجال التصوير، الذى يضع فى الاعتبار المسافة أمام وخلف الهدف فى تعديل البعد البؤرى. المسافة بين وضع الكاميرا سوف تعادل المسافة بين وضع العدسة والهدف المصور. وتسمى هذا المسافة بالمسافة الرئيسية وترقم هذه المسافة على عدسة الكاميرا وربما وضعها يكون يدوياً أو تحديد أتماتيكيا بتعديل البعد البؤرى. عامة غير مقيد فى الميكانيكا الحيوية تحديد المسافة الآلية بتعديل البعد البؤرى لأن ربما تعديل البعد البؤرى للخلفية أو بعض الأهداف الأخرى حيث لا يكن الهدف فى مجال التصوير إذن يتم التعامل مع تعديل البعد البؤرى حتى تعطى البعد البؤرى رؤية حركة الهدف. لذلك عندما تستخدم تعديل البعد البؤرى من الأفضل أن يحدث ذلك النظام الآلى إذا كان الهدف فى وضع الوقوف فى منتصف مجال الرؤية. بالتبعية تنقل المسافة من الكاميرا إلى سطح الحركة وبعد ذلك تحدد يدوياً هذه المسافة على العدسة.

عموماً بالرغم من أنه ليس بكاميرات الفيديو عامل واحد، تحديد فتحة كاميرا الفيديو تمتلك تأثيرات متنوعة هامة على نوعية فتحة وعمق المجال. تمتلك كاميرا الفيديو الحديثة إمكانية فتح وغلق الحدقة آلياً كالعينين وتسمح بمرور الضوء أكثر أو أقل خلال العدسات لإنتاج ظهور صورة صحيحة. إذا دخل أكثر من ضوء فى العدسة خلال إطالة زمن الاظهار، سوف ينتهى اظهار الصورة، وتجعل الترقيم صعب أو متعذرة. على سبيل المثال، إذا

اقتربت جداً علامتين من بعضهما فى نهاية اظهار الصورة، ربمـــا تظهـــر لتكون علامة واحدة. فى المقابل، أيضاً إذا أتيح ضوء خفيف بسبب ضـــعف الضوء أو أزمنة الاظهار الخالصة، سوف تكون العلامات رديئـــة الظهـــور وربما تكون غير مؤسسة بنظام الترقيم. بتغير فتحة العدسة، يمـــر الضـــوء الأكثر أو الأقل للوصول للفيلم. فتحة العدسة هى حجم فتح حدقـــة العدســـة Lenses' Iris التحديق النموذجى هو مجموعة التخمير التى تفتح أو تغلـــق لتغير كمية الضوء التى تمر من خلال العدسة. تكرار العـــدد F-Numnber أو تكرار الايقاف F-Stop للعدسة هى معدل فتح العدسة مقسم بواسطة طول التكبير، الذى يظهر بين المسافة أمام العدسة ووسط التســـجيل. عنـــد غلـــق الحدقة مسار الضوء يقل خلال العدسة. على أية حال مع الفتح الكامل للحدقة يفقد بعض الضوء بين أمام العدسة وخلفها بسبب نقص فى الزجاج البصرى Optical Glass، المنقيات Filters، وغلق العدســـة Lenses Coatings، وانعكاس الاحتكاك Refraction، وانعكاس الضوء من خلال بريق العدسة.

نرقم كل عدسة بإمكانية أقصى فتح. علـــى ســـبيل المثـــال، ربمـــا المستوى المعيارى للعدسة يكون بمعدل تكرار الايقاف لمرتين، والذى يعنى أنه سوف يقلل الضوء عن طريق الربع بالنسبة لسعة الكلية لفـــتح الحدقـــة. يؤسس معدل تكرار الايقاف المعيارى على أساس قدرة المصدرين وحافظها لتسهيل التطبيق.

يعرض الجدول (٣-١) تكرار الايقاف المعيـــارى وكميـــة الضـــوء المختصرة فى كل مرة خلال العدسة. تتيح كمية الضوء الأعلـــى للوصـــول لتصنيف الفيلم لنصفين. لذلك زيادة تكرار الايقـــاف مـــن F/2 إلـــى F/2.8 (لتكرار ايقاف واحد) يقلل الضوء إلى ½. كل انخفاض فى تكرار الايقـــاف كمثل من F/11 إلى F/8، تضاعف الكمية التى تصل من الضـــوء للفـــيلم.

التقريب بالعدسات Zoom Lenses كنتيجة لتركيبها المعقـد، يقلـل كميـة الضوء التى تمر خلالها ما بين ٤/١ (تكرار ايقاف مـرتين) و٣٢/١ (تكـرار ايقاف خمسة).

يؤثر أيضاً تغيير الفتحة على عمق المجال. عند غلق الحدية لأسـفل (تتغير إلى أعلى تكرار ايقاف) ينقص الانحناء فى جزء العدسة الذى يكبـر الصورة. وهذا يحفظ الصورة فى أحسن تكبير واتساع لعمق المجال. تعرض بعض العدسات العلاقة بين عمق المجال وفتحة العدسة، لتمكنها من تحديد أى منطقة على الجانب الأخر لمسافة التكبير سوف تكبر فـى الصـورة. تلـك الخاصية عادة غير ممكنة بزوم العدسات، وعلى أية حال، يتسبب طول البعد البؤرى للعدسات فى التأثير على عمق المجال. على سـبيل المثـال، تكبـر العدسات ببعد بؤرى طويل- عدسـات التصـوير المكبـرة Telephoto lenses- الصورة وتنتج عمق المجال. وبـالعكس ينـتج اتسـاع- زاويـة العدسات حجم صورة، يسمح بأكبر مجالات لرؤية ولكن يزيد عمق المجال. وعلى أية حال، اتساع- زاوية العدسات سوف يمكن البـاحثين فـى مجـال الميكانيكا الحيوية لتفادى أى أخطاء مرتبطة بصغر حجم الصـورة خـلال التصوير- دقة تحديد العلامات الإرشادية- خلال عمليات التحليل.

ثالثاً : نظم معايرة الصورة : Calibration of Imaging Systems

يجب استخدام وسائل معايرة مستقرة للتأكد من صحة مقياس الرسـم فى أى نظام لتجميع البيانات الكينماتيكية.

جدول (٣-١)

معيار فتحات عدسة التصوير، وأزمنة الاظهار، وسرعات الفيلم (عن جوردون وآخرون) (٢٠٠٤م) (٥)

APEX Value [1]	0	1	2	3	4	5	6	7	8	8	10
Aperture (F-stop)	1	1.4	2	2.8	4	5 6	8	11	16	22	32
Exposure time (S)	1	1/2	1/4	118	1/15	1/30	1 60	1 125	1 250	1 250	1/1 000
Film Speed (iso or ASA) [2]	3	6	12	25	50	100	200	400	800	1600	3200

(1) APEX - معايير نظم إضافة مادة اظهار التصوير، تشير إلى زيادة في قيمة APEX إلى نقص في مستوى الإضاءة لنصف.

(2) يتطلب كل زيادة في سرعة الفيلم نصف كمية الضوء التي أضافتها السرعة السابقة لإعداد الاظهار.

هناك توجد طريقتان أساسيتين لنظم التصوير، الطريقة بالنسبة لنظم التصوير ذو البعدين بكاميرا واحدة، أبسط طريقة هي استخدام مسطرة المعايرة Calibrated Ruler أو قياس مساحة الطريق Surveyor's rod توضع في مستوى هدف الحركة. يجب أن تكون الكاميرا عمودية على مستوى الحركة: وبمعنى أخر سوف يكون هناك نماذج لانحراف خطر كما في شكل (٣-٢). عن طريق ترقيم طول المسطرة مقياس الرسم يحدد عن طريق استخدام العلاقة التالية لكلا البعدين (X، Y).

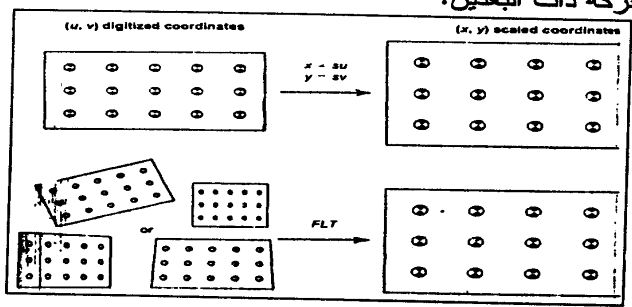
$$\text{مقياس الرسم} = \frac{\text{الطول الحقيقى (بالمتر)}}{\text{الطول الرقمى للمسطرة (بوحدة القياس)}} \quad (١-٣)$$

X = المحور الأفقى (٣-٢)

Y = المحور الرأسى (٣-٣)

حيث أن u، v هى أرقام البعدين للعلاقة، X، Y هما إحداثيات المقياس.

طريقة المعايرة المفضلة- وبخاصة لـــنظم الكـــاميرات المتعـــددة- تتأسس على مجموعات نقاط التحكم. ونقاط التحكم هى العلاقات المتصلة أو المثبتة لمكان الفيلم أو المعمل، والمعلوم بالضبط إحـــداثياتها. علــى ســبيل المثال، يعرض الشكل (٢-d٤) شبكة لعدد ١٥ نقطة علــى لــوح تســتخدم لمعايرة طريقة المشى بالمعمل عبر التحليل فى الحركة المســتوية. يتطلــب تحليل الحركة ذات البعدين.



شكل (٣-٣)

مقارنة طريقة معامل مقياس الرسم (a) وطريقة التحول الخطى الجزئية (b) لانتقال الصور المرقمة لمقياس حقيقى

شكل (٣-٤)

نماذج لتركيب المعايير لمعايرة الحركة ذات الثلاثة أبعاد

على الأقل أربعة نقاط ليست على خط واحد. وستة نقاط على الأقل ليست على خط واحد بالنسبة لتحليل الحركة ذات الثلاثة أبعاد، يعرض الشكل (٣-٤b، c) تركيبات متنوعة لثلاث أبعاد بنقاط تحكم للمعايرة فى الـثلاث أبعاد. ونماذج أخرى لتركيبات نقطة التحكم وهى أيضاً مستعملة كما فـى طريقة والترنج Woltring's method (١٩٨٠م) (٥) التى استخدمت مناظر متنوعة لعلامات المستوى. بعض النظم التجارية تصور عصا كمعيار والتى صنعت لبيان حجم مكان الحركة شكل (٣-٤a) عن دابينا، هارمـان، وميلر Dapena, Haman & Miller (١٩٨٢م) (٥).

بعد تصوير النقاط المتحكمة، تحسب الأرقام الحقيقية لوحدات القياس بمعادلات مقياس الرسم لكل إحداثيات الحركة. فى حالة الكـاميرا الواحـدة لتصوير الحركة فى بعدين، نتيجة لانحراف الصورة عن الخط العمودى للبعد البؤرى لكاميرا على مستوى الحركة ينتج انحراف لصورة يمكن تصحيحه. الطريقة العامة الممكنة لتحويل البيانات من أرقام الإحداثيات إلى الوحـدات المترية الحقيقية تسمى التحـول الخطـى الجزئـى Fractional Linear transformation ويرمز لها بالرمز (FLT) لتطبق عند البعدين أو الانتقال الخطى المباشر (DLT) ولتطبق عند الثلاثة أبعاد عن عبد العزيز وكـرارة Abdel-Aziz and Karara (١٩٧١م) (٢)، والتـرنج Woltring (١٩٨٠م) (٥). الإحداثيات الرقمية التى تكرر ناتج أكثر من المقياس بسبب توالى البيانات فى طريقة معقدة.

عندما تكون الكاميرا مائلة مع ما يتعلق بمستوى الحركة، يعـرض الجدول (٣-b١) انحراف المسـافات. تصـحيح (FLT)، و(DLT) تلـك النماذج من الأخطاء وعلى أية حال فى التحليل ثنائى الأبعاد، ربمـا تـؤدى الأخطاء المنظورة التى تظهر فى الأهداف إلى تقصير البعد عـن الكـاميرا

خلال الحركة. الطريقة الوحيدة لاقلال هذا التأثير هـي اسـتخدام عدسـات التصوير المقربة ولتقريب الهدف لجعل الحركة تملأ مجال رؤيـة الكـاميرا بقدر المستطاع. هذا التكنيك ينقى الهدف، يقلل أخطـاء الهـدف المنظـور وبالطبع، يحتاج الفرد إلى عدسة كبيرة بقدر كاف وعدسات رؤيـة شـفافة لاستخدام هذه الطريقة. تحصل على (FLT) من المعادلة التالية :

$$X = \frac{c_1 u + c_2 v + c_3}{1 + c_7 u + c_8 v} \qquad (3\text{-}4)$$

$$Y = \frac{c_4 u + c_5 v + c_6}{1 + c_7 u + c_8 v} \qquad (3\text{-}5)$$

حيث أن c_1 إلى c_8– معـاملات (FLT)، u ,v– أرقـام علامـات الإحداثيات، X، Y – علامات الإحداثيات المكررة فـي وحـدات القيـاس المترية Metric units، لاحظ أن عندما يكون محور البعد البؤرى لكـاميرا التصوير عمودياً تماماً على مستوى المعايرة، تكون المعاملات c_2، c_4، c_7، c_8 أقرب إلى الصفر. وتصبح المعاملات c_1، c_5 عوامل مقيـاس الرسـم، وتشابه تلك التى رقمت إذا استخدمت المسطرة. السبب فى أن تلك الأرقـام غير متساوية هو أن معظم الترقيم يمتلك مقاييس رسم مختلفة أفقية ورأسية. وتتبع المعاملات c_3، c_6 للاختلافات بين نقطة الأصل لنظام المعايرة ونقطة الأصل نظام الترقيم.

للتأكد من دقة تلك الأنظمة، قارن أوضاع الإحداثيات الحقيقية لنقـاط التحكم بإحداثياتها المنتقاة (مثل المحولة). الخطأ المعيارى Standard error أو الجذر التربيعى للمتوسط Root Mean Square (RMS) للاختلافـات بين الإحداثى الأوضاع الحقيقية وأرقاها وأوضاعها المنتقاة تعكس دقة النظام. يبقى أفضل تصوير، ترقيم وانتقاء كمجموعة ثانية لمعرفة الإحداثيات لحساب دقة النظام.

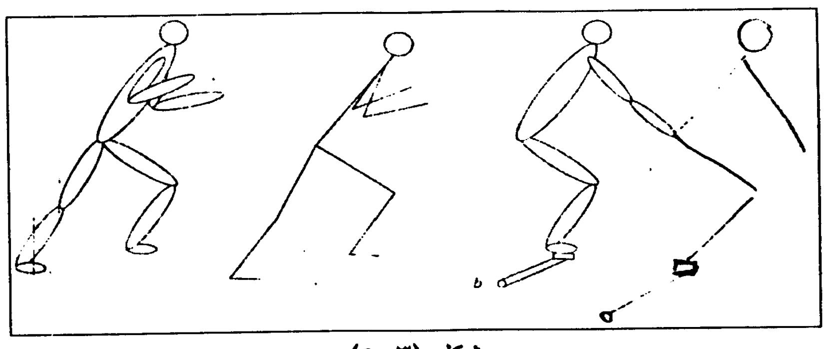
رابعاً اختيار علامة البعدين :

Two-dimensional Marker Selection

وصفنا فيما سبق كيف يحدد أى نظام إحداثى متعامد أوضاع النقطة فى الفراغ وكيف تسجل نظم التصوير مكان العلامات العاكسة المختارة. الأسئلة الموضوعية لمتخصصى الميكانيكا الحيوية المهتمين بدراسة حركة جسم الإنسان تنحصر فيما يلى :

- أين أضع تلك العلامة العاكسة على عينتى؟
- كم عدد العلامات التى سوف أستخدمها؟
- هل أحتاج إلى علامات أخرى (غير التى على الهدف) فى مجال رؤية الكاميرا؟

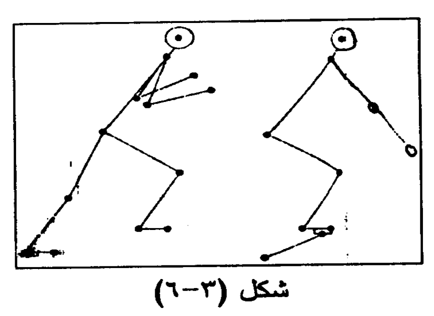
تعتمد الإجابة عن هذه الأسئلة المتنوعة على طبيعة الحركة قيد الدراسة وبتحديد أسئلة البحث بالضبط. نقطة البداية الجيدة هى إنشاء نموذج للأجزاء التشريحية الهامة المشتركة فى الحركة. بالنسبة للحركة المستوية، يمكن تمثيل هذا النموذج عن طريق شكل خطى Stick Figure، كما فى الشكل (٣-٥). كمثال، نموذج لاعب الجمباز خلال الاقتراب على حصان القفز يجب أن يشتمل تمثيل أجزاء الجسم، القدم والرجل، والفخذ لكل الطرف السفلى: الأجزاء العليا والسفلى لكل طرف علوى: والجذع بالنسبة لراكب الدراجة تمثيل أى جزء لذراع كرنك الدراجة ربما يحتاج إلى تمثيل القدم على طول أجزاء الجسم والرجل السفلى، وفخذ أحد الطرف السفلى، بالإضافة إلى الجذع. والنموذج المبسط للاعب الدراجة ممكن لأن كرنك الدراجة يفرض حركة منتظمة للرجلين. أيضاً إذا ركز لاعب الدراجة لحفظ يديه ثابتة على مقود الدراجة، حركة الطرف العلوى تقل ويمكن إخراجها من النموذج.



شكل (٣-٥)

(a) على اليسار شكل مبسط وتمثيل لشكل خطى للاعب الجمباز خلال خطوة الاقتراب بالجرى، على حصان القفز، (b) شكل مبسط على اليسار ويمثل شكل خطى للاعب الدراجة

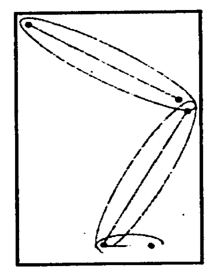
لحظة تركيب النموذج المناسب، يقود الباحث لاختيار العلامة ومكانها. يجب أن نقدر كمية نقطتين على الأقل لكل عضو حيثما تتمذج الحركة المستوية. غالباً، يقدر مكان العلامات لمركز الدوران عند نهاية كل عضو أو فوق العلامات التشريحية للتقريب والتبعيد. لإيجاد الاتجاه الزاوى المستوى للعضو تحتاج إلى نقطتين. لذلك فى مثالنا للدراجة، يكفى ١٠ علامات وعلى أية حال بالنسبة للجرى نحن نحتاج إلى علامات أكثر لإعداد تمثيل الجسم كما فى شكل (٣-٦). بالإضافة إلى، إذا سجلنا GRFs للاعب سوف تحتاج علامات أخرى تثبت على منصة القوى لتصحيح مكان استقرار الوضع لمتجه القوة على رجل اللاعب.



شكل (٣-٦)

احتياج العلامات لتمثيل لاعب الجمباز فى الاقتراب على
حصان القفز على اليسار، لاعب الدراجة

عدد العلامات التى تحتاجها ايضاً يتوقف على طبيعة الحركة ذات البعدين عند المفاصل بين الأعضاء المجاورة. يمتلك المفصل المعلق البسيط درجة حرية واحدة (مثل مفاصل السلاميات للأصابع والمشط)- درجة الحرية لدوران حول التعلق. أيضاً مفصل الفخذ نمذج كمفصل مغلق لتحليل المستوى. على الرغم من أن تركيبه كرة وحق، إلا أنه يسمح بثلاث دورانات فى الفراغ. بالنسبة لمفاصل التعلق، يمكن وضع علامة نهاية الأعضاء المجاورة مباشرة فوق النقطة الممثلة للتعلق كما فى شكل (٣-٧).



شكل (٣-٧)

علامات لكل من الفخذ والركبة والقدم

المفاصل الأخرى أكثر تعقيداً، كمثال مفصل الركبة يسمح بالثنى والمد وبعض الانتقال عبر عظم الساق Tibial plateau (تسمى الجز أو القص Shear). ويعنى ذلك أن مفصل الركبة يمتلك درجتين حرية (واحدة للدوران، وواحدة للانتقال). فى كل حالة يمكننا وضع العلامة التى سوف تسمح بتمثيل حركة وضع التعلق، ويجب استخدام فصل نقطة نهاية العلامات للأعضاء المجاورة شكل (٣-٧). فى بعض الحالات، يختار الباحثون تجاهل الحركات الانتقالية الصغيرة وتبسيط نموذج المفصل كأى تعلق. ويجب عليهم اختيار مستوى ملائم لتوضيح التساؤل الخاص بالبحث قيد الدراسة.

خامساً : **علامة الحركات الحرة** : Marker- Free Kinematics

عملياً فى كثير من الحالات قد يتعذر أو لا يمكن وضع العلامات على الفرد المؤدى الحركة، كما فى حالة اللاعبين خلال المسابقات والمرضى فى الحالات الطبية الذى لا يستطيع تحمل أى امتداد لمرحلة الإعداد التجريبية. فى تلك الحالات، يجب على الباحثين ترقيم تسجيل الحركة يدوياً، باستخدام تحديد العلامات التشريحية لوضع النقاط الضرورية لنموذج الحركة على أى حال حالياً الجهود تبذل لتطوير العلامات الحرة فى نظم تحليل الحركة عن دى أبوزو D-Apuzzo (٢٠٠١م) (٦)، ترِيوارثا وآخرون Trewartha et al. (٢٠٠١م) (٦). مثل هذا النظام سوف يدفع عملية تحليل حركة جسم الإنسان نحو التقدم والدقة، لأنه سوف يسمح بتقصير مراحل اكتساب البيانات فى البحوث المعملية الطبية واتساع جمع البيانات إلى ما وراء المعمل لأكثر البيئات الحيوية للإنسان والبيئة الخارجية المحيطة به.

تستخدم نظم العلامات الحرة تكنيكات رسوم الحاسب الآلى لأكثر من شكل أى عضو للجسم بأى شكل سبق فرضــه عــن تربوارثــا وآخــرون (٢٠٠١م) (٦).

مبدئياً، أنشأ نموذج الجسم الذى يجارى الحجم العام ومورفولوجيــة الفرد. أى تصوير بالفيديو لحركة الفرد سجل وحفظ بشكل رقمــى. تحــاول برامج الحاسب الآلى تنظيم نموذج الحساب مع صورة المؤدى الواقعية فــى كل كادر لبيانات الفيديو. يستطيع الحاسب الآلى أن يوجد أى وضع مقبــول للنموذج فى أى كادر، والذى يؤثر على تكرارات حركة الفرد. يتتبع البرنامج الأوضاع للنقاط الفردية والأعضاء من النموذج، وتأثيرات الأوضاع الرقمية للنقاط المقررة. بالرغم من أن مثل هذه النظم ليست فقط فى طور التطور إلا أن حدوثها مؤكداً فى الوقت القريب لتستخدم فى تحليل حركة جسم الإنسان.

الملخص : Summary

الطريقة الأكثر انتشاراً لجمع بيانات الحركة هــى اســتخدام نظــام الصور أو يجزئ الحركة لتسجيل ومتابعة حركة العلامــات التابعــة للفــرد المتحرك عن طريق الترقيم اليدوى أو الآلــى للحصــول علــى إحــداثيات العلامات. تستخدم أكثر نظم التصوير الفيديو، الفيديو الرقمــى أو كــامرتين بأداة شحن مزدوجة.

لدراسة الحركة المستوية، تستخدم كاميرا واحدة بحيث يكون المحور البؤرى للعدسة عمودياً على مستوى الحركة تماماً. أما لدراسة الحركة غير المستوية يتطلب الأمر استحدام كامرتين على الأقل وتود التنويه إلى أن نظام تعدد الكاميرات يتيح فرصة من أجل دراسة الحركة بدقة أكبر.

أحد مميزات نظم التصوير الحديثة هى أن أكثرها يرقم آلياً بحسب سرعة واظهار بيانات إحداثى الوضع من العلامات المتعددة من خلال متابعة الحركة، وإعطاء البيانات فورياً.

أصبح التصوير بالفيديو هو السائد اليوم، ويعتبر التصوير المساحى فن وعلم وتكنولوجيا للحصول على معلومات حقيقية حول الأشياء الطبيعية والبيئية المحيط خلال عمليات التسجيل، والقياس وترجمة الصور.

يجب استخدام وسائل معايرة مستقرة للتأكد من صحة مقياس الرسم فى أى نظام لتجميع البيانات الكينماتيكية.

اختبر معلوماتك :

١- اشرح طريقة من طرق تجميع بيانات الحركة؟

٢- اشرح أهمية وضع علامات على النقاط التشريحية للجسم خلال التصوير بالفيديو؟

٣- ما هى مبادئ التصوير المساحى.

٤- أكمل ما يلى :

أ- يتطلب التصوير ذو .... كاميرا واحدة.

ب- يتطلب التصوير ذو .... على الأقل ....

جـ- مقياس الرسم يساوى .... قسمة .... على ....

٥- اشرح إجراءات التصوير بكاميرا فيديو للبعدين؟

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (١٩٩٨م)، المدخل لتحليل الأبعاد الثلاثة لحركة جسم الإنسان فى المجال الرياضى، مركز الكتاب للنشر، القاهرة، ص(١٣٣-١٤٤).

٢- عادل عبد البصير على: (١٩٨٣م/١٩٨٤م)، الميكانيكا الحيوية والتقييم والقياس التحليلى فى الأداء البدنى، الجهاز المركزى للكتب الجامعية والمدرسية والوسائل التعليمية، جمهورية مصر العربية، ص(٧-٢٤).

3- Allard, P.A., et al.: (1998), Three-dimensional analysis of human locomotion. Chichester, U.K., John Willey & Sons.

4- Nigg, B.M. and W. Herzog: (1994), Biomechanics of musculo-skeletal system, New York: John Wiley & Sons.

5- Zatsiorsky V.M.: (1998), Kinematics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics, U.S.A.

6- Zatsiorsky, V.M.: (2004) Kinetics of juman motion, champaign, IL: Human Kinetics, U.S.A.



الفصل الرابع

الكينماتيكا الخطية
Linear Kinematics

الفصل الرابع

الكينماتيكا الخطية

Linear Kinematics

الأهداف Objectives

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادر على التعرف على :

١- متغيرات الحركة بمفهوم الإزاحة، السرعة المتجهة، والعجلة.

٢- حساب تفاضلات الزمن (التفاضل)، وطرق حساب المشتقات.

٣- طرق تهذيب وتمهيد منحنيات البيانات.

٤- مقياس التسارع.

تمهيد : Review

يسمح نظام الإحداثى المتعامد بالتقدير الكمى لوضع النقطة أو الجسم الصلب فى كلا الثلاث ابعاد فى الفراغ أو البعدين فى المستوى. وهو نقطة البداية لإتمام وصف الحركة لأى حركة لجسم الإنسان. فى هذا الفصل تقدم متغيرات الحركة بمفهوم الإزاحة Displacement، والسرعة المتجهة Velocity، والعجلة Acceleration، وصفت جميعها الطريقة التى فيها يتغير وضع النقطة حتى نهاية أى مرحلة للزمن. ترتبط متغيرات الحركة بالعمليات الرياضية التفاضلية والتكاملية- المفاهيم الرئيسية لحساب التفاضل والتكامل.

الإزاحة Displacement تحدد كتغير فى وضع الجسم. والسرعة Velocity هى تفاضل زمن الإزاحة وتحدد كمعدل التغير فى الإزاحة بالنسبة لزمن. العجلة هى تفاضل زمن السرعة، وتحدد كمعدل التغير فى السرعة بالنسبة للزمن. وكذلك العجلة هى المشتقة الثانية للإزاحة بالنسبة للزمن. هذه المتغيرات الثلاثة الإزاحة، السرعة، العجلة يمكن استخدامها لفهم خصائص الحركة، لمقارنة الفروق الفردية المختلفة للحركة، أو لعرض كيف تكون الحركة فعالة عن طريق بعض التدخل. يعرض الجدول (٤-١) قائمة الأكثر استخداماً لقياسات الحركة ورموزها المساعدة ووحداتها فى نظام الوحدات الدولى (SI)، وتشمل متغيرات الحركة الزاوية، التى سوف تناقش فيما بعد.

جدول (٤-١)

متغيرات الحركة ورموزها ووحداتها الدولية

القياس	التعريف	الوحدات	الرمز
الوضع الخطى، طول المسار أو الإزاحة الخطية		m, cm,kg	X, Y, Z (arc) d(moment) r(radius)
السرعة الخطية	ds/dt	m/s, km/h	v
العجلة الخطية	dv/dt, d^2s/dt^2	m/s^2, g(=9.81m/s^2)	a
الوضع الزاوى، زاوية مستوية (2-D) أو الإزاحة الزاوية		Rad, °, r(r= revolution)	θ, β, γ, ϕ
السرعة الزاوية	dθ/dt	Rad/s, deg/s	ω
العجلة الزاوية	$d\omega/dt$, $d^2\theta/dt^2$	Rad/s^2	α

أولاً : حساب تفاضلات الزمن (التفاضل) :

Computing Time Derivative (Differentiation)

توجد طرق متعددة لحساب مشتقات الإزاحة بالنسبة للزمن عندما تنشأ وضع النقطة كدالة للزمن لأى حركة خاصة. نقطة البداية لتحليل الحركة هى بيانات الإحداثى التى رقمت عند زيادة الأزمنة المتساوية لتتابع الحركة. تعتمد أرقام بيانات النقط وزيادة الزمن بالضبط على دوام الحركة ومعدل عينة نظام تقطيع الحركة. فمثلاً، يوضح استحواذ الحركة ٢ث عند ٢٠٠ كادر/ ثانية تدفق مدخل بيانات ٤٠٠ رقم مع فصل كل نقطة بواسطة ٥مم.ث (مم.ث = ٠,٠٠٥ ث). بالنسبة لعمليات الاشتقاق، يعامل الإحداثيات Y, X منفصلين، ويعنى ذلك أن حركة ٢ث تنتج ٤٠٠ وضع X، ٤٠٠ وضع Y لكل علامة مرقمة فى تتابع الحركة : فمثلاً العداء مع ٢٠ علامة سوف يولد تدفق ٤٠ بيانات منفصلة، كل واحدة ٤٠٠ رقم فى الطول. تلك البيانات تسجل غالباً فى شكل صف- وعمود مع احتواء الأعمدة على الإحداثيين Y, X للعلامات المختلفة ويعرض الصف خطوات الزيادة فى الزمن خلال الحركة. والجدول (٤-٢) مناسباً كجدول للبيانات.

جدول (٤-٢)

عينة لبيانات العلامة خلال أداء اختبار المشى

رقم الكادر	الزمن (ث)	الكتف الأيمن		الفخذ الأيمن		الركبة اليمنى		رسغ القدم الأيمن		الثقل المستدير لرسغ القدم اليمنى	
		X (سم)	Y (سم)	X (سم)	Y (سم)	X (سم)	Y (سم)	X (سم)	Y (سم)	X (سم)	Y (سم)
١	٠,٠٠٠	٧,٣-	١٥٤,٣	٦,٧-	٩٢,٤	٣,٨-	٥٠,٢	٨,٦-	١٣,٧	١,٣	١,١
٢	٠,٠٢٠	٧,٢-	١٥٤,٣	٦,٣-	٩٢,٢	٣,٠-	٥٠,١	٨,٦-	١٣,٨	١,٣	١,١
٣	٠,٠٤٠	٧,٠-	١٥٤,٢	٦,٧-	٩١,٨	٢,٠-	٤٩,٩	٨,٥-	١٣,٨	١,٣	١,١
٤	٠,٠٦٠	٦,٧-	١٥٣,٩	٧,٢-	٩١,٣	٠,٨-	٤٩,٧	٨,٤-	١٣,٩	١,٣	١,١
٥	٠,٠٨٠	٦,٤-	١٥٣,٢	٧,٨-	٩٠,٦	٠,٦	٤٩,٤	٨.٢-	١٤,٠	١,٣	١,١
٦	٠,١٠٠	٦,٠-	١٥٢,٠	٨,٥-	٨٩,٦	٢,١	٤٨,٩	٨,١-	١٤,٠	١,٣	١,١
٧	٠,١٢٠	٥,٦-	١٥٠,٣	٩,٤-	٨٨,٤	٣,٥	٤٨,٥	٧,٩-	١٤,١	١,١	١,١
٨	٠,١٤٠	٥,٢-	١٤٨,١	١٠,٣-	٨٦,٩	٤,٩	٤٧,٩	٧,٧-	١٤,١	١,٢	١,١
٩	٠,١٦٠	٤,٨-	١٤٥,٤	١١,٣-	٨٥,٢	٦,٢	٤٧,٤	٧,٥-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٠	٠,١٨٠	٤,٣-	١٤٢,٤	١٢,٣-	٨٣,٣	٧,٣	٤٦,٨	٧,٣-	١٤,٢	١,٢	١,١
١١	٠,٢٠٠	٣,٩-	١٣٩,٠	١٣,٣-	٨١,٣	٨,٣	٤٦,٣	٧,٢-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٢	٠,٢٢٠	٣,٤-	١٣٥,٥	١٤,٣-	٧٩,٢	٩,١	٤٥,٨	٧,١-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٣	٠,٢٤٠	٢,٩-	١٣١,٨	١٥,٢-	٧٧,١	٩,٨	٤٥,٣	٧,٠-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٤	٠,٢٦٠	٢,٥-	١٢٨,٢	١٦,٠-	٧٥,٠	١٠,٤	٤٤,٨	٦,٩-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٥	٠,٢٨٠	٢,١-	١٢٤,٦	١٦,٧-	٧٢,٩	١٠,٩	٤٤,٤	٦,٨-	١٤,٢	١,٢	١,١
١٦	٠,٣٠٠	١,٧-	١٢١,١	١٧,٤-	٧١,٠	١١,٤	٤٤,١	٦,٧-	١٤,٣-	١,٢	١,١
١٧	٠,٣٢٠	١,٣-	١١٧,٧	١٧,٩-	٦٩,١	١١,٧	٤٣,٨	٦,٧-	١٤,٣-	١,٢	١,١
١٨	٠,٣٤٠	١,٠-	١١٤,٤	١٨,٤-	٦٧,٣	١٢,٠	٤٣,٥	٦,٦-	١٤,٣-	١,٢	١,١
١٩	٠,٣٦٠	٠,٦-	١١١,٣	١٨,٨-	٦٥,٦	١٢,٢	٤٣,٣	٦,٦-	١٤,٤-	١,٢	١,١

هناك ثلاث تقسيمات لطرق حساب المشتقات والطرق التحليلية وتتضمن تفاصيل الدوال التحليلية Differentiation of Mathematical Functions. وتستخدم طرق الرسم البيانى مفهوم الانحدار اللحظى لرسم البيانى لدالة. وأخيراً تطبيق الطرق الرقمية بصيغ مبسطة نسبياً لحساب مجموعة بيانات النقاط التى تمثل التنوع لأى دالة. وتستخدم جميع الطرق الثلاثة فى الميكانيكا الحيوية، ولكل منها إيجابيتها وسلبياتها. لاستخدام التكنيك التحليلى، تجمع البيانات الوضعية عند زيادة زمنية متساوية يجب أولاً أن تكون مهيئة لتلائم الدوال الرياضية. عندما تصاغ بيانات الوضع فى شكل معادلة، ينتج التكنيك التحليلى معادلات تمثل نماذج السرعة والعجلة المطابقة لها. ميزة هذا الإجراء فى كونه يولد بيانات السرعة والعجلة التى تكون

أخطائها الرقمية حرة. بينما طرق الرسم البيانات بطيئة و لا تضيف لنفسها أى أشكال بيانات رقمية أو تحليلية، ولكن القدرة البيانية للتفاضل قيمتها عظيمة فى فحص صدق النتائج عن الطريقتين الحسابيتين.

المدخل الأكثر انتشاراً هى التفاضل الرقمى، سبب ملاءمة الطريقة التى جمعت بها البيانات التجريبية يحتاج الشكل المحكم لتعادل عمودى إحداثيا الوضع فى الفضاء فى الزمن إلى تطبيق التكنيك الرقمى. على أية حال، إذا لم تستخدم بعناية طرق التفاضل الرقمية يمكن حدوث الأخطاء الحسابية. فيما يلى وصف الخطوات الضرورية لاقلال تلك الأخطاء الحسابية:

توجد صيغ مختلفة التنوع لتفاضل الرقمى. المعادلات المعروضة هنا للحصول على قيم السرعة والعجلة أمثلة للاختلاف المحدود لحساب التفاضل والتكامل. الطريقة المستخدمة هى طريقة الاختلاف المركزى :

$$V_i = \frac{S_{i+1} - S_{i-1}}{2\Delta t} \qquad (4\text{-}6)$$

$$a_i = \frac{V_{i+1} - V_{i-1}}{2\Delta t} = \frac{S_{i+2} - 2S_i + S_{i-2}}{4(\Delta t)^2} \qquad (4\text{-}7)$$

or

$$a_i = \frac{S_{i+1} - 2S_i + S_{i-1}}{\Delta t^2} \qquad (4\text{-}8)$$

$$V_1 = \frac{S_2 - S_1}{\Delta t} \qquad (4\text{-}9)$$

$$V_n = \frac{S_n - S_{n-1}}{\Delta t} \qquad (4\text{-}10)$$

$$A_1 = \frac{V_2 - V_1}{\Delta t^2} \qquad (4\text{-}11)$$

$$a_n = \frac{V_n - V_{n-1}}{\Delta t^2} \qquad (4\text{-}12)$$

حيث أن V_i = سرعة العلاقة عند الزمن i، a_i = عجلة العلاقة عند الزمن i، Δt = فرق الزمن بين وضعين، (S_{i+1} - S_{i+1}) (بالثانية)، S= الوضع الخطــى (X أو Y بالمتر). ويلاحظ أن للحصول على السرعة أو العجلة عند لحظة معينة (i)، البيانات من الزمن البينى قبل (i-1, i-2) وبعد (i+1, i+2) فى اللحظة المكتســبة. حيــث أن بيانات جميع النقاط غير متاحة عند البداية (i=1) والنهاية (i=n) لأن تــدفق البيانـــات يكون غير ثابتة. الطريقة الوحيدة للحصول على أى سرعة عند الزمن 1 أو n تستخدم معادلات الاختلاف الأمامية والخلفية التالية لميلــر ونيلســـون Miller and Nelson (١٩٧٣م) (٢). أفضل طريقة للحصول على المشتقتين الأولى والثانية هـــى تجميـــع خارج البيانات، لكلا قبل وبعد الحركة موضع الدراسة. إذا لم يحدث ذلـــك، طريـــق النهايات للبيانات مع خارج البيانات وعندئذ تأخذ المشتقات بطرح ما وراء النقاط. يمكن تشتق ما وراء النقاط عن طريق عكس صدر البيانات عند كــل نهايـــة أو خطيـــاً أو استنباط أنها غير خطية من نهاية النقط.

ثانياً : الإشارة والتشويش وتهذيب البيانات :

Signal Noise and Data Smoothing

يهتم الباحثون فى الميكانيكا الحيوية غالباً بتفاصيل البيانات التجريبية. قيم الإزاحة التى حصلنا عليها من الفيلم أو الجنيوميتر تشكل أساس حســاب السرعة والعجلة. تلك المتغيرات الكينماتيكية الهامة هى المشـتقات الأولــى والثانية للإزاحة بالنسبة للزمن. حيث أن كل مشتقة تمثل انحــدار المنحنــى السابق الشاذ فى الدالة الأصلية بحسب تكبير خارج التناسب كدوال فرعية.

ويكون من الصعب تقدير جميع مصادر الخطأ من النتائج التجريبية الحاصلين عليها، ومع ذلك، تكنيك تمهيد المنحنى أو تهذيب البيانات يجــب تطبيقه كمحاولة لتعويض عدم الدقة والاقتراب من الدالة الحقيقية.

ربما تستخدم كلا الطرق اليدوية أو الحاسب الآلــى الرقمــى لهــذا الغرض، وطريقة الحاسب الآلى للرقمى هى الأكثر انتشاراً حيث أنه يوجــد العديد من البرامج لأداء الحسابات الضرورية فورياً، بموضوعية وبدقة.*

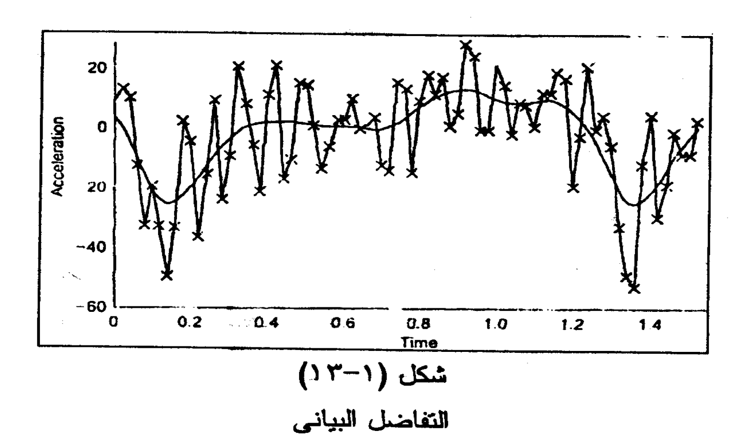
الطريقة اليدوية : Manual Method

الطريقة اليدوية لتهذيب البيانات الخــام للاقتــراب مــن المنحنــى المناسب. أولاً، ضع القيم الخام المقابلة للزمن وعندئذ نرسم منحنى التهذيب ماراً من خلال معظم النقاط الممكنة. ربما تستخدم مسطرة المنحنى French Curve لهذا الغرض. الخطوة التالية هى تحويل الممارسات إلى منحنى عند الفترات الزمنية البينية المتساوية (شكل ٤-١) عن طريق التحديــد، ســوف يلمس المماس بالضبط المنحنى عند النقطة المأخوذة ولا يلغيها. يمكن حساب خط الانحدار من مقياس الانحراف المناسب على ورقة الرسم البيانى

$$\text{Slop} = \frac{\text{change in position}}{\text{change in time}} = \text{velocity}$$

$$\text{الانحدار (الميل)} = \frac{\text{التغير فى الوضع}}{\text{التغير فى الزمن}} = \text{السرعة}$$

* لمزيد من المعلومات حول شرح نظريات تلك الطرق، يجب اطــلاع القــارئ علــى مصنفات Numerial Analysis.



شكل (١-١٣)

التفاضل البيانى

التفاضلات المحدودة : Finite Differences

طرق التفاضلات المحدودة المؤسسة على مجموعات تفكك تـــايلور Taylor، أعدت معادلة لحساب المشتقات الأولى والثانية والأعلى للـــدوال، كما وضع كل من James، سميث Smith، وولفورد Wolford (١٩٦٤م) عن زاتزيورسكى Zatsiorsky (٢٠٠٢م) (٤) تكنيكـــات تقريبيـــة حيـــث استفادوا من بيانات النقاط على كلا الجانبين للنقطة الواحدة، فمـــثلاً معادلـــة حساب المشتقة الأولى x_i كدالة للزمن (السرعة velocity) هى :

$$X_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{(\Delta t)^2}$$

حيث أن X_i = النقطة الخاصة، X_{i+1} = النقطة على يمـــين النقطـــة X_i، $-X_{i-1}$ = النقطة على شمال النقطة X_i، Δt = الفترة الزمنية البينية بين النقطتين.

خلال هذه الطريقة من الضرورى لاستخدام تقدم المشتقة عند البداية حيث لا بيانات متاحة يسار النقطة الأولى :

$$X'_i = \frac{x_{i+1} - x_i}{(\Delta t)}$$

$$X''_i = \frac{x_{i+2} - x_{i+1} + x_i}{(\Delta t)^2}$$

وبالتالى يجب استخدام معادلة التفاضل الأولى العكسية عند النهاية :

$$X'_i = \frac{x_i - x_{i+1}}{(\Delta t)}$$

$$X''_i = \frac{x_i - 2x_{i+1} - x_{i-2}}{(\Delta t)^2}$$

معادلة التقدم الثانية، والتفاضل المركزى والعكس تستخدم لنقطتــين على جانب لـــ X_i لايضاح أكثر لتأثير التهذيب ومعادلات التفاضل التقدميـــة وهى :

$$X'_i = \frac{-x_{i+3} - 4x_{i+2} - 5x_{i+1} + 2x_1}{(\Delta t)^2}$$

معادلات التفاضل المركزى الثانية وهى :

$$X'_i = \frac{-x_{i+2} + 8x_{i+1} - 8x_{i-1} + x_{i-2}}{12(\Delta t)}$$

$$X''_i = \frac{-x_{i+2} + 16x_{i+1} - 30x_i + 16x_{i-1} - x_{i-2}}{12(\Delta t)^2}$$

ومعادلات التفاضل العكسية الثانية هى :

$$X'_i = \frac{3x_i - 4x_{i-1} + x_{i-2}}{2(\Delta t)}$$

$$X''_i = \frac{2x_i - 5x_{i-1} + 4x_{i-2} - x_{i-2}}{(\Delta t)^2}$$

أيضاً برامج الحاسب الآلى الرقمية المتنوعة مناسبة لحساب استخدام مبادئ التفاضل المحدود. هذه الطريقة ربما لا تجهز التهذيب الوافى الملائــم للتغيير المفاجئ للأخطاء فى البيانات المسجلة.

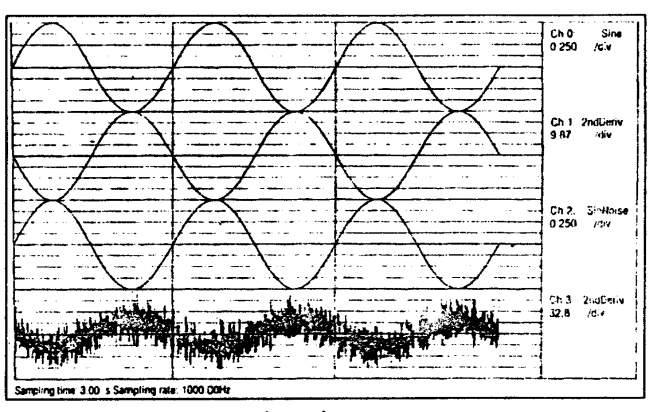
طرق بيانية- رقمية : Grapho-Numerical Methods

الطرق البيانية الرقمية تتركب من أفضل خصائص تكنيكات التفاضل المحدودة واليدوى عــن فليكيــت Fleket (١٩٥١م) عــن زاتزيورســكى (٢٠٠٢) (٤)، تمهد بيانات الوضع مبدئياً، وعندئذ يشير هذا الإنجاز لتقيــيم الوضع إلى "أفضل حدود" "Best-Fitting" للمنحنى وتستخدم فى معــاملات التفاضل المحدود لحساب السرعة والعجلة.

أقل مربع تقريبى : Last Square Approximations

من المرغوب فيه غالباً إيضاح العلاقة بين المتغيــرات كمعــادلات نظرية. وتستخدم البيانات الخام كأساس لاشتقاق كل معادلة وتصبح المشكلة فى اختيار الدالة المناسبة. ربما تجهز طريقة أقل تربيع كحل مناسب.

تعتبر أى مجموعة نقاط للبيانات التى تمثل الوضع، كدالــة بالنســبة للزمن. أيضاً يمكن تعود أى عدد من المعادلات متعددة الحدود المعطاة بــأى درجة إلى هذه العلاقة التقريبية، ويكون هناك أفضل منحنى محــدود واحــد والذى فيه أدنى مجموع لمربع الانحرافات، شكل (٤-٢).



شكل (٤-٢)

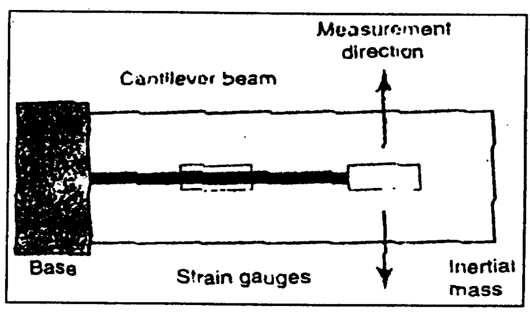
أقل مربع تقريبى

تتطلب أول درجة متعددة الحدود نقطتين للبيانات تكون فى خط مستقيم، وثانى درجة متعددة الحدود تمثل بمنحنى متكافئ. وثالث درجة متعددة الحدود تعادل المنحنى التكعيبى. إعطاء العدد النونى (ن) من نقاط البيانات، (ن-١) لدرجة متعددة الحدود سوف تجهز حد تام للمسار خلال كل النقاط (ن). فى معظم الحالات على أية حال، يكون استخدام الموضوعية كخفض درجة تعدد الحدود ممكن.

سوف يقدر خطأ أقل تربيع تجهيز بعض التوجيهات فى اختيار درجة احتمال تمثيل البيانات وإنتاج كمية معينة للتهذيب بدون غموض حقيقى تجاه البيانات هذه الطريقة تعد أحد وسائل موضوعية المنحنى المناسب وقادرة على إنتاج معادلات أقل تربيع من البيانات الخام. توالى تفاضل الوضع- وتعدد حدود الزمن للحصول على السرعة والعجلة يكون بإنتاج تقدم- الاستقامة.

ثالثاً : مقياس التسارع : Accelerometers

مقياس التسارع اختراع أو اكتشاف صغير يقيس العجلة أو التسارع. بعرض أساس عمله فى الشكل (١-١٥ a, b) وصلت كتلة صغيرة بواسطة دعامة (كمرة) خشبية لتحرك الجسم. عند تسارع الجسم، تنحرف الدعامة. وكمية الانحراف تكون مرتبطة بتسارع الكتلة. مجموعة جهد المقاومات Stain gauges المتصلة بالدعامة تستخدم لنقل انحراف الدعامة إلى إشارة كهربية.



شكل (١-١٥)

(a) الوصف الخارجى للأسس العلمية لمقياس التسارع. عندما يتسارع الجسم (بعجلة a) يشير السهم إلى الاتجاه، تتصل الكتلة الصغيرة بعارضة التسارع وتسبب انحراف يقاس عن طريق ناقل حساسية (مقاومة الاجهاد، أو مقياس مرونة السوائل الإلكترونى)، (b) مجموعة مقياس التسارع الثلاثى المحاور

هذه المعلومات تصنع من زجاج السليكون، ويسمح بالحد الأدنى الحسى (ناقل الحس) إلى تقريباً ١سم فى الحجم- تقيس الأبعاد الثلاثة للعجلة الثلاث إحساسات التى محاورها الحسية متبادلة التعامد، ومركبة على شكل مقياس تسارع ثلاثى المحور الصغير.

من خلال ظهور حلول السليكون والتقدم الكثير فى مصنع اكتمال الدوائر، امتلك هذا التصميم أكثر فرصة للحد الأدنى وإعداد قطع السليكون. يتكلف مادياً سليكون مقياس التسارع هذا أقل من مقياس التسارع.

فى المستقبل الحالة الإلكترونية سوف تجهز الإحساسات دائباً، والتى سوف تقلل التشويش وأسلاك الكهرباء المساعدة خلال إنتاج مقياس التسارع.

وفيما يلى بعض القيود العملية لمنع انتشار استخدام مقياس التسارع هى :

١- تحديد حالات القصور الذاتى للأجراء.

٢- تأثير مجال الجاذبية.

٣- الحاجة إلى التعرف على درجات حرية دوران الأجزاء.

٤- الانحراف المنخفض لتيار مخرجات مقياس التسارع.

يتطلب استخدام مخرجات مقياس التسارع لحساب وضع وسرعة الأجزاء معرفة عن قيم القصور الذاتى لتلك المتغيرات، ولأن هذه القيم لا يمكن تحديدها عن طريق مقياس التسارع، ويجب على الباحثين إما أن يستخدموا نظم قياس مختلفة أو بساطة يسلموا بهذه القيم. كما أن تأثير الجاذبية يمثل تحفظ آخر: إن اظهار قياس العجلة متجه جمع الجاذبية والعجلة الكينماتيكية، يحتاج إلى معلومات إضافة لوصف اتجاه الأجزاء فى مجال الجاذبية الأرضية لاكتشاف العجلة الكينماتيكية.

الملخص : Summary

توجد ثلاث تقسيمات لطرق حساب المشتقات والطرق التحليلية وتتضمن تفاضل الدالة التحليلية وتستخدم طرق الرسم البيانى مفهوم الانحدار اللحظى لرسم البيانى لدالة.

عندما تصاغ بيانات الوضع فى شكل معادلة، ينتج التكنيك التحليلى معادلات تمثل نماذج السرعة والعجلة المطابقة لها.

كما توجد عدة طرق لتهذيب المنحنى أو تهذيب البيانات، وتعتبر طريقة الحاسب الآلى الرقمى هى الأكثر انتشاراً حيث أنه يوجد العديد من البرامج لأداء البيانات الضرورية فورياً بموضوعية ودقة.

مقياس التسارع اختراع أو اكتشاف صغير يقيس العجلة أو التسارع.

اختبر معلوماتك :

١- اذكر طرق حساب مشتقات الإزاحة بالنسبة للزمن؟

٢- اذكر طرق تمهيد أو تهذيب المنحنى وتناول إحداها بالشرح المفصل؟

٣- تحدث عن مقياس التسارع؟

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (٢٠٠٥م)، التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان (أسس وتطبيقاته)، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، الإسكندرية، ص(٣٠٦-٣١٣)

٢- عادل عبد البصير على: (١٩٩٨م)، المدخل لتحليل الأبعاد الثلاثة لحركة جسم الإنسان فى المجال الرياضى، مركز الكتاب للنشر، القاهرة، ص(٤٧-٤٩).

3- Susan J. Hall: (1999), Basic biomechanics, Third edition International Editions 1999, WCB/ McGraw Hill A Division of the McGraw-Hill Companies, India, Page (5-20).

4- Zatsiorsky, V.M.: (2002), Kinematics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics.

الفصل الخامس

الكينماتيكا الزاوية
Angular Kinematics

الفصل الخامس

الكينماتيكا الزاوية

Angular Kinematics

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادر على التعرف على :

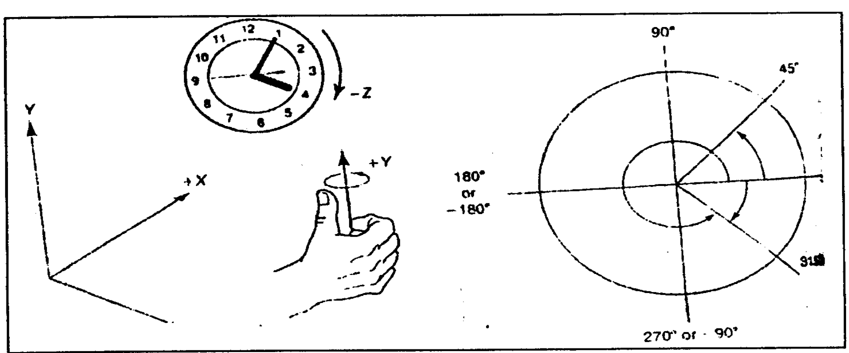
١- الوضع الزاوى.
٢- الاصطلاحات الزاوية.
٣- زوايا المفصل والإحداثيات القطبية.
٤- مشتقات الزاوية بالنسبة للزمن.
٥- مقياس زوايا المفصل الإلكترونى Electrogoniometers.
٦- تمثيل بيانات الحركة الزاوية.

تمهيد : Review

يمكن تقسيم قياس الوضع الزاوى إلى فصلين. الفصل الأول يتبع الوضع الزاوى أو توجيه الأجسام المنفردة. وتلك تسمى زوايا الأجزاء أو المطلقة. لأن مرجعها عادة لكادر مرجعى مطلق أو لنيوتن. الفصل الثانى عادة يتبع الزاوية بين عضوية متجاورين للجسم. وتلك تسمى نسبية، مفصلية، أو زاوية أصلية Cardinal Angle لأنها تقيس الوضع الزاوى للوضع بالنسبة للآخر.

زوايا العضو : Segment Angles

كما قررنا فى فصل العلامات، يجب تقدير كمية نقطتــين لوصــف الوضع الزاوى لعضو جسم الإنسان فى الحركة المستوية ذات البعدين. تتبع تلك الزوايا المطلقة التالية قاعدة تسمى قاعدة اليد اليمنى شكل (٥-١)، التى فيها الدوران مع عقرب الساعة سالب وعكس عقرب الساعة موجب. إحنــى أصابع اليد اليمنى فى اتجاه الزاوية أو الدوران وبعد ذلك قارن اتجاه إصــبع الإبهام بالمحاور المحددة كمرجع لإشارة الزاوية أو الدوران حول المحــور المحدد.



شكل (٥-١)

قاعدة اليد اليمنى لتحديد اتجاه الدوران

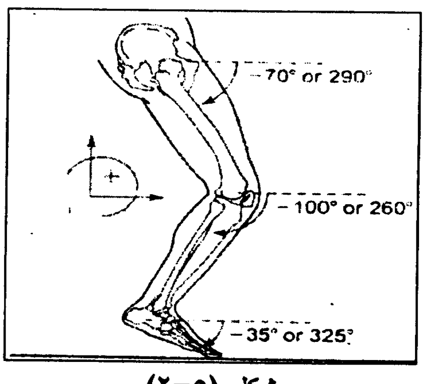
بالنسبة لتحليل الحركة المستوية غالباً تحدد زوايا العضــو كزاويــة العضو بالنسبة للخط الأفقى الأيمن المتجه مــن النهايــة القريبــة للعضــو. الاصطلاحات الأخرى ممكنة، ويجب على الباحث تحديدها عند استخدامها.

أولاً : الاصطلاحات الزاوية : Angular Conventions

تستخدم الاصطلاحات لتقدير الكمى لزوايا الأعضاء. المقياس الأول للزوايا مثل التركيبات، بزوايا مداها من صفر إلى ٣٦٠ درجة، بينما المقياس الثانى يسمح لمدى زاوى من +١٨٠ْ إلى -١٨٠ْ كما فى شكل (٥-٢) التالى. توضح هذه الاصطلاحات نفس قيم الزوايا بين صفر، ١٨٠ْ، ولكن يختلف ذلك بالنسبة لزوايا بين ١٨٠ْ، ٣٦٠ْ.؟ يجعل الاصطلاح الثانى مدى الزوايا من صفر إلى -١٨٠ْ أسهل للتصور شكل (٥-٣).

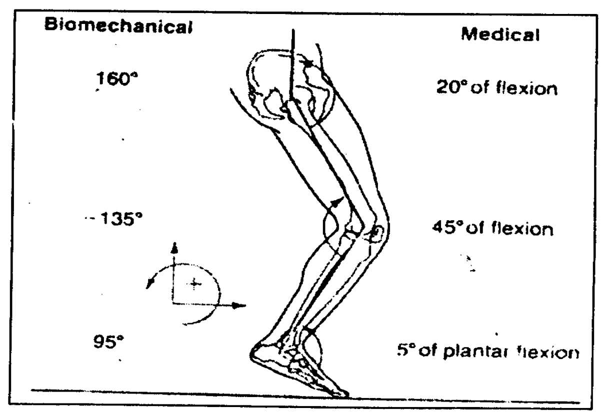
المشاكل غير المتواصلة : Discontinuity Problems

تظهر مشكلة بالنسبة لكلا الاصطلاحين عندما يتقاطع خطى العضو صفر/٣٦٠ْ أو خط العضو ±١٨٠ْ. مثل، عندما حركات العضو مع عقرب الساعة من زاوية ١٠ْ إلى ٣٥٠ْ، يكون الفرق المسجل هو (٣٥٠ْ- ١٠ْ =) +٣٤٠ْ بدلاً من القيمة الصحيحة -١٠ْ. وبالمثل بالنسبة لاصطلاح ±١٨٠ْ، وعلى أنه حال حركة العضو عكس عقرب الساعة من +١٧٠ْ إلى -١٦٠ْ، يقال أن الفرق يكون (-١٦٠ْ -١٧٠ْ =) - ٣٣٠ْ بدلاً من القيمة الصحيحة ٣٠ْ. فى كلا الحالتين، من الممكن أن يدور الأعضاء فى الاتجاهات العكسية خلال التغيرات الأطول لمدى الزاوية، وبالرغم من ذلك هذا بعيد المنال إذا كان معدل عينة البيانات صحيحاً. لحل هذا المأزق، تسلم بعدم حدوث تغيرات زاوية بأكبر من ١٨٠ْ من الكادر الأول والكادر التالى. وعند رسم المسارات البيانية الزاوية، عند عبور العضو صفر/٣٦٠ْ أو ±١٨٠ْ تظهر أيضاً غير متواصلة. يمكن إعادة هذا عن طريق إضافة أو طرح ١٨٠ْ كلما حدث تغير زاوية مطلق أكثر من ±١٨٠ْ.



شكل (٥-٢)

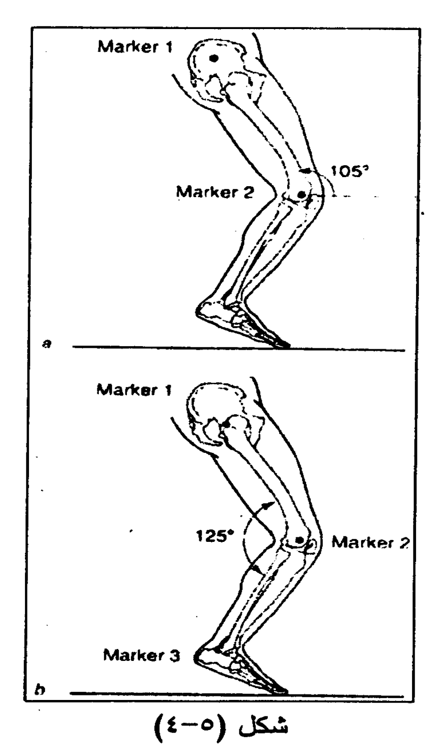
الاصطلاحين لإيجاد زوايا العضو المطلقة. دائماً أحد مدى المقياسين من صفرْ إلى ٣٦٠ْ بينما يستخدم الأخر المدى من ١٨٠ْ إلى -١٨٠ْ





شكل (٥-٣)

أمثلة لزوايا المطلقة للطرف السفلى أخذت جميع الزوايا من الخط الأفقى من الطرف القريب للعضو



شكل (٥-٤)

(a) التباين المطلق، (b) الزوايا النسبية

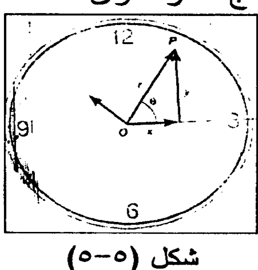
ثانياً : زوايا المفصل : Joint Angles

جسم الإنسان مجموعات لأعضاء متصلة ببعضها البعض عن طريق المفاصل، لذا من المفيد وضعها أو قياسها نسبياً أو بزوايا المفصل. يتطلـب التقدير الكمى لزوايا المفصل كحد أدنى ثلاث إحداثيات أو زاويتين مطلقتين، كما موضح فى شكل (٥-٤).

عندما تحدد حركات المفصل، ربمـــا تمتلــك المفاصـــل المجـــاورة اتجاهات مختلفة لنفس نوع الحركة. كمثال، إذا كان قبض المفصـــل دوران موجب تبعاً للنظام الإحداثى الشامل (GCS) عندئذ قبض الفخذ يكون دوران سالب. تذكر أن، النظام البيوميكانيكى الذى يرتبط بقاعدة اليد اليمنـــى هـــو المطبق... أيضاً يعرض النظام الطبى الذى يستخدمه إخصـــائيوا كـــل مـــن العلاج الطبيعى، التشريحى، والطبى المشتركين لتحديد الأوضاع التشريحية للمفاصل. يتجنب النظام الثانى حدوث الزوايا السالبة عن طريق نوع خاص لحركة المفصل (كمثل القبض Flexion، المد Extension، المـــد الزائـــد Hyperextension، وهكذا).

الإحداثيات القطبية : Polar Coordinates

ايضاً تنتج الحركة الزاوية للأجسام الصلبة حركـــة خطيـــة للنقـــاط الفردية (كمثل العلامات) المتصلة بالجسم. بالإضافة لذلك تعتمد كمية الإزاحة الخطية للنقطة على وصفها مع ارتباطها بالمحور الذى يدور حوله الجســـم. تبعاً لحركة عقرب الدقائق لساعة اليد شكل (٥-٥)، مكان العلامة عند مركز الساعة سوف لا تخضع لإزاحة خطية عند دقات الدقائق، ولكن أى علامـــة عند نهاية العقرب سوف تنتج مسار دائرى.



شكل (٥-٥)

القطب (θ, γ) وتعامد الزوايا (Y, X) لعقرب الدقائق للساعة

الوصف الرياضى لكل حركة زاوية- إلى حركة خطية- يعكس فى استخدام الإحداثيات القطبية حيث تتوالى الإحداثيات المتعامدة فى النظام القطبى، بينما النظام المتعامد، يصف الوضع المستوى لنقطة على أى مستوى بدرجتين حرية. يترك الخط من نقطة الأصل ومحور النظام إلى النقطة كما فى شكل (٥-٦). يمثل طول الخط (r) درجة حرية واحدة، بينما الزاوية (θ) بين الخط واحد المحاور المرجعية (غالباً الخط الأفقى العمودى عن مركز الساعة يصف درجة الحرية الثانية، واصطلح على تسميتها الإحداثيا القطبية لنقطة، ويكتبا (θ, r). تذكر أنه فى الشكل (٥-٦) رسم أى خط من النقطة إلى المحور المرجعى بشكل مثلث قائم الزاوية. باستخدام الدوال المثلثية من القطب إلى الإحداثيا المتعامدة تحصل على :

$$X = r \cos \theta \qquad (5\text{-}13)$$

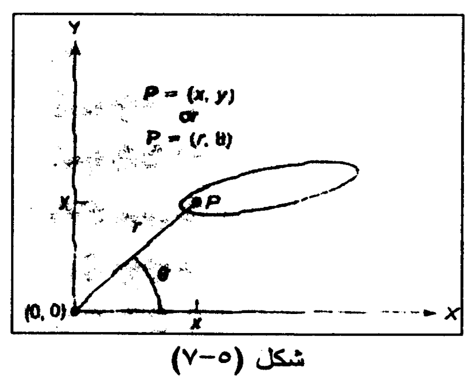
$$Y = r \sin \theta \qquad (5\text{-}14)$$

إذا اعتبرنا أن مركز الساعة هو نقطة الأصل، أبعد نقطة عن المركز تمتلك أطول طول (r) عند إتمام دوران واحد، وأى نقطة عند النهاية خارج عقرب الدقائق أطول مساراً من النقطة عند نهاية عقرب الساعة الأقصر.

بالرغم من ذلك استخدم فى أغلب الأحيان فى الإحداثيات المتعامدة Cartesian Coordinates فى بحوث الميكانيكا الحيوية، وكان الاصطلاح الأكثر استخداماً فى بعض البحوث هو الإحداثيا القطبية. ودائماً من الممكن إعطاء الإحداثيا المتعامدة (Y, X) لحساب إحداثياها القطبية (θ, r) باستخدام العلاقات المثلثية التالية :

$$r = \sqrt{\quad} \qquad (5\text{-}15)$$

$$\theta = \tan^{-1} (/\, x)$$



شكل (٥-٧)

يمكن يمثل الإحداثيا القطبية وضع أى نقطة كما فى الإحداثيات المتعامد تستخدم فى الإحداثيا القطبية حول خط نقطة الأصل (r) كإحداثى واحد، والزاوية بين خط العضو والمحور الثابت (θ) كإحداثى ثانى، يمكن اظهار وضع النقطة P أما مثل (X, Y) فى نظام المحاور المتعامدة أو مثل (θ, r) فى الإحداثيا القطبية.
تذكر أن فى النظام الأفضل درجات الحرية اثنين

ثالثاً : مشتقات الزاوية بالنسبة للزمن :

Angular Time Derivatives

كما فى حساب التفاضل والتكامل للمتغيرات الكينماتيكية فى الحركة الخطية يستخدم أيضاً فى تحديد تلك المتغيرات الزاوية. كما سبق ذكره فى أوائل هذا الفصل تحدد الإزاحة الزاوية كتغير للوضع الزاوى. تحدد السرعة الزاوية كمعدل التغير للإزاحة الزاوية بالنسبة للزمن، والعجلة الزاوية كمعدل التغير فى السرعة الزاوية بالنسبة للزمن. اصطلاحياً السرعة الزاوية هى العجلة التكاملية بالنسبة للزمن.

والإزاحة الزاوية هى العجلة التكاملية بالنسبة للزمن، والإزاحة الزاوية هى الزمن التكاملى للسرعة الزاوية. تستخدم هذه المتغيرات

الكينماتيكية لوصف الحركة الزاوية للأجسام الصلبة خلال الحركة المتتالية. يوضح الجدول (٥-٢) التالى الرموز الممثلة لوحدات لقياس تلك المتغيرات.

وتستخدم المعادلات التالية لحساب كل من السرعة الزاوية (ω) والعجلة الزاوية (α) :

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \qquad (5\text{-}16)$$

$$\alpha_i = \frac{\omega_{i+1} - \omega_{i-1}}{2\Delta t} \qquad (5\text{-}17)$$

$$\alpha_i = \frac{\theta_{i+1} - 2\theta_i + \theta_{i-1}}{\Delta t^2} \qquad (5\text{-}18)$$

حيث أن θ = الوضع الزاوى، Δt = زمن الدوام بين ظل المنحنيات، i= اللحظة الزمنية الخاصة. التى فى نفس الوقت حللت. كما فى حالة البيانات الخطية، قبل تطبيق تلك المعادلات للوضع الزاوى الخام يجب تمهيد أو تهذيب منحنيات الوضع الزاوى الخام واستبعاد البيانات الشاذة عن بتراك، تورمان، وينتر Pezzack, Norman & Winter (١٩٧٧م). إذا تم تهذيب هذه البيانات الخام للوضع الزاوى ليس من الضرورى إجراء تمهيدات أخرى فيما بعد(١).

رابعاً : التحويل الزاوى للخطى : Angular to Linear Conversion

ذكرنا مما سبق ارتباط الحركة الخطية بالحركة الزاوية. عندما يكون الجسم الصلب تحت سيطرة الحركة الزاوية، يمكن حساب السرعة الخطية والعجلة الخطية من السرعة الزاوية والعجلة المعلومة. لو فرضنا أن الجسم يدور حول محور ثابت للدوران، النقطة Q فى الشكل (٥-٧) توضح اتصال العلامة عند النهاية البعيدة للجسم كنقطة P لدرجة أن النقاط P, Q مثلت

بالطول (r). عند دوران الجسم، وصفت النقطة P القوس (أو الدائرة) علـــى السطح المحدد. والآن وصل الجسم بالإطار المرجعى للبعـــدين مـــع نقطـــة الأصل لهما عند النقطة P. يسمى المحور الأولى المحور العادى، ويكـــون عند الزاوية القائمة لانحناء المسار، ومحور المماس مماس المسار. إضـــافة للجسم، هذا الكادر المرجعى سوف يدور مع الجســم لدرجـــة أن المحـــاور العادية والمماسية تغير اتجاهاتها من خلال النظام الإحداثى الشامل. توصف الحركة الزاوية من خلال سرعتها الزاوية وعجلتها الزاوية من خلال النظام الإحداثى الشامل. تذكر أن كل نظام يمثل أعضاء جسم الإنسان كمثل الفخذ، حيث تمثل Q مفصل الفخذ الثابت، P- حركة مفصـــل الركبـــة، r- طـــول الفخذ.

يمكن حساب السرعة الخطية للنقطة P من خلال النظام المرجعـــى الدائرى من المعادلة ($v_i = r\,\omega$) حيث أن v_i - السرعة المحيطية (مثل فـــى اتجاه المحور المماس)، تذكر أن السرعة العادية (v_n) تســـاوى صـــفر، لأن الطول r ثابت (لأن النقاط Q, P ثابتة نسبياً بالنسبة لبعضها البعض). ربمـــا النقطة P تكون تحت سيطرة العجلة المماسية وتحسب من المعادلة ($a_i=r\alpha$). هذه العجلة سوف لا تكون صفر إذا زادت أو قلت سرعته الزاويـــة. إذا دار الجسم عند سرعة زاوية ثابتة، سوف تكون العجلة الزاوية والمماسية صفر.

بالرغم من أن السرعة العادية تساوى صفر للحركـــات الدورانيـــة، هناك دائماً تكون عجلة عادية (a_n) لا تساوى صفر إذا انتقل الجسم فى مسار دائرى. تحسب العجلة العادية من المعادلة ($a_n= r\,\omega^2$). هذه العجلـــة أيضـــاً سميت العجلة المركزية Centripetal acceleration، وهى تحدث بواسطة التغير المستمر لاتجاه النقطة P من خلال النظام المرجعى الشامل.

تحدد السرعات والعجلات العادية والمماسية من خلال اتصال النظام المرجعى للجسم الدائر ولكن يمكن التحول للنظام المرجعى الشامل باستخدام معلومات التوجيه الزاوى للجسم والتطابق المثلثى البسيط كما فى شكل (٥-٧)، تكونت الزاوية β بواسطة السرعة المماسية والخط الأفقى يميناً الموازى للمحور X فى النظام الإحداثى الشامل. ويمكن إعادة تحليل المتجه إلى مركبتين v_x، v_y تبعاً للاتجاهين الأساسيين للنظام الإحداثى الشامل (GCS) باستخدام المعادلتين $v_x = v_t \cos \beta$، $v_y = v_t \sin \beta$. بالمثل يمكن تطبيق التحويلات لاظهار a_t، a_n فى النظام الإحداثى الشامل.

مقياس زوايا المفصل الإلكترونى : Electrogoniometers

مقياس قياس زوايا المفصل اكتشاف يدوى لقياس زوايا المفصل كما فى شكل (٥-a٨). ومن الضرورى تواجد منقلة بذراعين- أحدهما يثبت بالمنقلة والآخر يدور لقياس الزوايا. لقياس زوايا المفصل إلكترونياً خلال الحركة، تستخدم الجنيوميتر الإلكترونى Electrogoniometers. بالتأكيد بالرغم من أن هذا الجهاز مرتفع الثمن إلا أنه أرخص من الأجهزة الأخرى ويمكن تجميع البيانات ورؤيتها فورياً، ولكن ولسوء الحظ أن ذلك الاكتشاف محدود الحركة حيث أنه يتطلب توصيل إلكترونات متعددة للفرد ويجب أن تلاحق الموصلات الفرد لتجميع البيانات بالنظام.

ويؤخذ على نظام الجنيوميتر الإلكترونى بعض التحفظات التى تسبب فى عدم انتشاره حتى الآن إلا فى الأوساط الطبية، هى :

١- نظام الجنيوميتر ثقيل (وبعض الوقت صعب) وصعب تربيح مُختلف أحجام الأعضاء (الأطراف).

٢- من الصعب التحكم فى المفاصل لأنه يحيط بأكبر مساحة منها (من الأنسجة الناعمة) (مثل المقعدة) أو لأنه يشرك أكبر التركيبات بربط أصغر وصلة بالنقطة (مثل رسغ القدم والمقعدة).

٣- هناك تحفظ لانعدام التأثير الخطى ومشاكل عصا الانزلاق، الركل الخلفى، فى نظام الوصلة الميكانيكية.

٤- يجب أن تطور المقاومات الخاصة بالمفاصل المختلفة (مثل جنيوميتر الأطراف السفلية لاستخدام الأطراف العلوية (الظهر أو الرقبة).

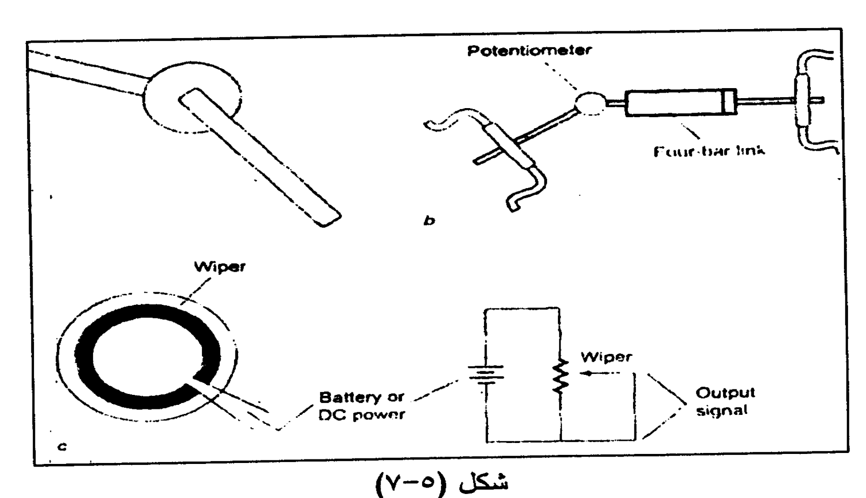
للأسباب السابقة استخدمت نظم الجنيوميتر فى البداية من أجل الحصول على دوران بعض المفاصل بصعوبة (غالى الثمن) تقريباً أو من أجل الدراسات التفصيلية لأحد المفاصل بالتحكم فى الجلوس فى المعمل.

خامساً : تمثيل بيانات الحركة الزاوية :

Angular Kinematic Data Presentation

تشابه تمثيل بيانات الحركة الزاوية بما أتيح فى تمثيل بيانات الحركة الخطية، مع استخدام الرموز العامة الخاصة بالحركة الزاوية وهى θ، ω أو α كدالة بالنسبة للزمن عند التمثيل البيانى للحركة. تفيد هذه الرموز فى حالة مقارنة المؤشرات الكينماتيكية والديناميكية التى يؤدى لحظياً، وبخاصة عند محاولة ربط الملاحظات الكينماتيكية لسيطرة على القوى والعزم- يظهر رمز أخر خاص بالحركات الزاوية وهو الرسم البيانى لزاوية- زاوية، والذى يعرض إحداثى الحركة لعضوين أو مفصلين بواسطة توقيع أحدهما مقابل للآخر. يجب أن يكون الوصف البيانى بعناية ودقة لأن الإحساس بالزمن هنا مفقود، ولكن يمكن التغلب على ذلك عن طريق وضع علامة خاصة على عناصر الحركة على زاوية- زاوية الموقعة ووضع أسهم صغيرة التى تشير إلى التوالى النسبى للزمن.

الرمز الاستثنائى الأخر لعرض النتائج الزاويـــة يعـــرف كمرحلـــة المقطع الزاوى Phase Plote أو مرحلـــة الوصـــف Phase Portrait أو مرحلة الرسم البيانى. وهنا تصور العلاقة بين الزاوية (θ) والسرعة الزاوية (ω) للعضو الخاص أو المفصل، بحيث يمثل θ المحور الأفقى، ω المحـــور الرأسى. أصبح هذا العرض منتشراً فى دراسات المتخصصين فى الميكانيكا الحيوية للحركات الكينماتيكية الزاوية، وتوضح الأشكال (٥-٧a، b، c) لكل من الكينماتيكا الزاوية- الزمن، الرسم البينى للزاويـــة- زاويـــة، ومرحلـــة الوصف. تذكر أن: عرض بيانـــات الكينماتيكيـــة الزاويـــة لمجموعـــات لا لمحاولات أو لأشخاص يمكن جعلها تستخدم مجموعات متوسطات التكتيكات التى سبق وضعها فى عرض المتغيرات الكينماتيكية الخطية.



شكل (٥-٧)

(a) مجموعة أزمنة زاوية الركبة، (b) مقطع زاوية- زاوية المقعدة مقابل زاوية الركبة، (c) مقطع مرحلة السرعة الزاوية للركبة مقابل الوضع

الملخص : Summary

تستخدم اصطلاحات لتقدير الكمى لزوايا الأعضاء المقياس الأول للزوايا يسمح بمدى زاوى من صفر إلى ٣٦٠ درجة، بينما يسمح المقياس الثانى بمدى من +١٨٠ درجة إلى –١٨٠ درجة.

بالنسبة لتحليل الحركة المستوية غالباً تحدد زوايا العضو كزاوية العضو بالنسبة للخط الأفقى الأيمن المتجه من النهاية القريبة للعضو.

يتطلب التقدير الكمى لزوايا المفصل كحد أدنى ثلاث إحداثيات أو زاويتين مطلقتين.

تحدد الإزاحة الزاوية كتغير للوضع الزاوى. وتحدد السرعة الزاوية كمعدل التغير للإزاحة الزاوية بالنسبة للزمن، والعجلة الزاوية كمعدل التغير فى السرعة الزاوية بالنسبة للزمن.

جهاز مقياس زوايا المفصل الإلكترونى يمكن استخدامه فى تجميع البيانات ورؤيتها فورياً ولكن لسوء الحظ هذا الجهاز محدود الحركة حيث أنه يتطلب توصيل إلكترونات متعددة للفرد ويصعب ملاحقة الموصلات بالفرد لتجميع البيانات بالنظام.

يمكن إجراء التمثيل البيانى لمتغيرات الكينماتيكية الزاوية كما فى الكينماتيكا الخطية.

اختبر معلوماتك :

١- اشرح كيف تحدد زوايا العضو عند تحليل الحركة المستوية؟

٢- أكمل ما يلى :

٣- أ- تستخدم .... لتقدير الكمى .... الأعضاء.

٤- ب- يسمح المقياس .... للزوايا بمدى من .... إلى ....

جـ- يسمح المقياس الثانى للزوايا .... من .... إلى ....

د- الدوران عكس عقرب .... موجب.

هـ- .... مع عقرب .... سالب.

٥- اشرح كيف يتم التحويل الزاوى للخطى؟

٦- يؤخذ على نظام الجنيوميتر الإلكترونى بعض التحفظات التى تسببت فى عدم انتشاره ما هى هذه التحفظات؟

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (٢٠٠٥م)، التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان (أسس وتطبيقاته)، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، الإسكندرية، ص(٢٠٤-٢٤٠)

2- Beer, E.P., and E.R. Johnston, Jr.: (1977), Vector mechanics for engineers: Statics and dynamics, 3rd ed., Montreal: McGraw- Hill.

3- Zatsiorsky, V.M.: (1998), Kinematics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics.

الباب الثانى

كيناتيكا جسم الإنسان

الفصل الأول : بارامیترات أعضاء الجسم
الفصل الثانى : القوى وقياساتها
الفصل الثالث : الديناميكا المعكوسة للبعدين
الفصل الرابع : الطاقة، الشغل، القدرة
الفصل الخامس : كيناتيكا الثلاث أبعاد



الفصل الأول

بارامیترات أعضاء الجسم

Body Segments Parameters



الفصل الأول

بارامیترات أعضاء الجسم

Body Segments Parameters

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يستطيع القارئ أن يحصل على :

١- تحضير مادة كقاعدة للقياس وتقدير بارامیترات أعضاء الجسم.

٢- تحديد طرق حساب القياس الكلى لخصائص الجسم والقصور الذاتى العضوى خلال تحليل البعدين للحركة المستوية.

٣- تحديد طرق حساب القياس الكلى لخصائص الجسم والقصور الذاتى لتحليلات الحركات فى الفراغات الثلاثة.

تمهيد : Review

يهتم علم القياسات الجسمية Anthropology بقياس الخصائص البدنية لجسم الإنسان. عادة الميكانيكا الحيوية تركز على خصائص القصور الذاتى للجسم وأعضائه. يسمى فرع الأنثروبوميتر ببارامیترات أعضاء الجسم. قبل التحليل الكيناتيكى لحركة جسم الإنسان المتاح إجراءه، يجب تحديد الخصائص الطبيعية والقصور الذاتى لأعضاء جسم الإنسان. والخصائص المناسبة هى الكتلة العضوية ووضع مراكز الثقل العضوية وعزم القصور الذاتى للكتلة العضوية. لدراسة الحركة المستوية فقط، يسهل طرق حساب الجزء المسمى الثلاث أبعاد الفضائية من الفصل الدراسى ومن

الملائم إذا كانت التحليلات فقط فى الفراغات ثلاثية الأبعاد هـــى المحـــددة، يسهل طرق حساب جزء عزم القصور الذاتى (٢).

أولاً : طرق حساب وتقدير بارامیترات عضو الجسم :

Methods for Measuring and Estimating Body Segment Parameters

المفهوم الرئيسى للميكانيكا الحيوية هو التسليم بأن أجـــزاء الجســـم تعامل كأجسام صلبة خلال الحركات. هذه المسلمة السابقة ليست صادقة لأن ثنى العظام، وتدفق الدم، ومد الأوتار وانقباض العضلات هى عامة نمـــوذج لبعض أجزاء الجسم كجسيمات منفردة صلبة بالرغم من حقيقة أنها تتكون من أعضاء مختلفة فمثلاً : تعتبر القدم عادة عضو واحد بينما هى حقيقة يمكـــن تثنى عند مفاصل ســـلاميات القـــدم Metatarsal- Phalangeal joints، وبالمثل يعامل الجذع كجسم صلب منفرد، ولكن فى بعض الأحيـــان يعامـــل كجزئين أو ثلاثة. ومع ذلك فى الحقيقة يتكون الجذع من مجموعة مترابطـــة من الجسيمات الصلبة يشتمل على العديد من الفقرات المتصـــلة، الترقـــوة، الحوض. ببساطة تلك المسلمات بمعنى أخر نظام هيكلى عضلى معقد يهمـــل التغيرات الكمية المهمة فى توزيع الكتلة نتيجة تغيير شكل الأنسجة وحركـــة الموائع الجسمية.

ويشير عادل عبد البصير (٢٠٠٥م) (٢) أنه عن طريق التسليم أيضاً بأن توزيع الكتل العضوية هى نفس توزيعها فى أفراد المجتمع، يمكن تحديد الفروق الفردية لبارامیترات الأعضاء بتطبيق بناء معادلات على التى حصلنا عليها من متوسطات العينات المأخوذة من المجتمع. يفضل مصادر متنوعـــة لمتوسطات تلك البارامیترات، ولكن من الأفضل اختيارها مـــن أى مجتمـــع متماثل أفراده تماماً.

تمت كثيراً من المحاولات لقياس كميات بارامترات أعضاء الجسم وعامة يمكن تقسيمها إلى أربع مجموعات كما يلى :

١- دراسات الجثث. ٢- دراسات النماذج الرياضية.

٣- تكنيكات البحث والتخيل. ٤- القياسات الكينماتيكية.

كل من هذه التكنيكات لها محاسنها وعليها مأخذها.

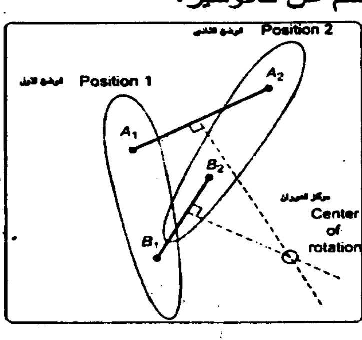
فيما يلى نذكر بعض الدراسات المرتبطة التى حددت إحدى أو أكثر من تلك التطبيقات.

ثانياً : دراسات الجثث :

تحديد خصائص القصور الذاتى (الكتلة، مركز كتلة الجسم، عزم القصور الذاتى) صعب لأنها أجزاء حية. إذا قسمت كميات تلك الخصائص لرجل آلى، سوف تفصل كل من هذه الأجزاء وتحلل منفردة عن طريق إجراء اختبارات خاصة. حيث أن هذا غير ممكن من أجل الأفراد الأحياء، يجب استخدام طرائق غير مباشرة، على سبيل المثال تستخدم طريقة المعامل جداول نسبية حيث تتنبأ ببارامترات أعضاء الجسم من عينة لا تتعدى قياسات كتلة الجسم كله وطوله وطول أعضائه. ويذكر عادل عبد البصير (١٩٨٣م/ ١٩٨٤م) (١) أن المحاولات الأولية التى بذلت لتحضير البيانات قام بها هارليس Harless (١٨٦٠م)، براون وفيشر Braun and Fischer (١٩٨٩م) (٤)، وفيشر (١٩٦٠م)، ولكن العمل الأكثر أهمية الذى قدمه ديمبستر Dempster (١٩٥٥م) عن جنسين Jensen (١٩٩٣م) (٥) والمنشور فى إجراءات دراسة الفضاء للعامل القعيد، هذا الأمر الذى أكمله ديمبستر حينما عمل فى القوة الجوية الأمريكية، لم يحدد فقط إجراءات قياس بارامترات أعضاء الجسم من مواد

الجثث ولكن أيضاً اشتملت على جداول تحديد البارامترات النسبية لأعضاء الجسم التى تحتاجها الميكانيكا الحيوية لتحليل حركة جسم الإنسان.

جمع ديمبستر البيانات من أشخاص أحياء، وعينة تشريحية، الأكثر أهمية (للبيوميكانيكيين) من ثمانية جثث كاملة. أولاً استخدم طريقة ريو ليوكس Reuleaux لتحديد متوسط مراكز الدوران عند كل مفصل شكل (١-١). عند بعض المفاصل وبخاصة الكتف تحديد مركز الدوران صعب، ولذلك يصبح موقعه نهاية نقاط الأعضاء المختلفة. يوضح الجدول (١-١) بارامترات أجزاء الجسم عن كلاوسير.



شكل (١-١)

طريقة ريوليوكس لحساب مركز دوران الجسم، النقطتين A، B ممثلتين على جسم صلب. بعد التحرك من الوضع (١) إلى الوضع (٢)، ارسم الخط المتقطع المنصف للخط A_1، A_2 والعمودى عليه، الخط المتقطع والمنصف للخط B_1، B_2 والعمودى عليه ونقطة تلاقيهما هى مركز الدوران

جدول (١-١)

الوزن النسبى لأجزاء الجسم المختلفة بالنسبة لوزن الجسم كله عن كلاوسير

أجزاء الجسم	الرأس	الجذع	الساعدين	العضدين	اليدين	الفخذين	الساقين	القدمين
الوزن النسبى	٠,٠٧٣	٠,٥٧	٠,٠٢٦	٠,٠١٦	٠,٠٠٧	٠,١٠٣	٠,٠٤٣	٠,٠١٥

كما تمكن كلاوسير من تحديد نسبة أنصاف أقطار CG لكل جزء من أجزاء جسم الإنسان بالنسبة لطول محاورها الطولية كما فى جـدول (١-٢) التالى :

جدول (١-٢)

نسبة أنصاف أقطار CG لكل جزء من أجزاء جسم الإنسان بالنسبة لطول محاورها الطولية (عن كلاوسير)

أجزاء الجسم	نسبة أنصاف أقطار مراكز ثقل كتلة كل جزء من أجزاء الجسم على المحور الطولى للجزء
الرأس	٤٦,٤% عن قمة الرأس أو ٥٣,٦% عن تقاطع الذقن والرقبة
الجذع	٣٨% عن المدور الكبير للكتف أو ٦٢% عن محور المقعدة
العضد	٥١,٣% عن محور الكتفين أو ٤٨,٧% عن محور المرفقين
الساعد	٣٩% عن محور المرفق أو ٦١% عن محور الرسغ
اليد	١٨% عن محور الرسغ أو ٨٢% عن السلامية الثالثة
الفخذ	٣٧,٢% عن المقعدة أو ٦٢,٨% عن محور الركبة
الساق	٣٧,١% عن محور الركبة أو ٦٢,٩% عن محور رسغ القدم
القدم	٤٤,٩% عن العقب أو ٥٥,١% عن قمة الإصبع الأطول

ويستخدم نظام التوافق الكرتيزى لتحديد CG بأكمله وتحـدده فـوق الصور أو الكروكي الذى يمثل الجسم بمقياس رسم محدد ثم توضع العلامات على النقطة المتوسطة للمفصل وبيان المحور الطولى لأجزاء الجسم الـذى يوضح أنصاف أقطار الحركة لمركز ثقل كتلة الجسم لكل CG على حدة ثم تقيس القيمتين الإحداثيتين (X, Y) الخاصتين بمراكز الثقل لكل منها علـى حدة ثم نضع هذه القيم فى صورة جدول ثم نحسب المقدار المسـتخرج مـن الوزن النسبى لأجزاء الجسم وبُعد ذلك على المحور الإحداثى (Y) وبالمثـل (X) أى تحسب العزم الخاص بمركز ثقل كتلة أجـزاء الجسـم بارتباطهـا

بالمحور الإحداثى المعلوم كنقطة دوران وحتى يمكن حساب قيمتى الإحداثيين (Ym)، (Xm) باستخدام المعادلتين والخاصتين بمراكـز الثقـل المشـترك لجميع أجزاء الجسم توجد قيمة (Y)، (X) منفصلين ونظراً إلى أن الـوزن الكلى يكون له قيمة واحدة وعلماً بأن من الضرورى وفقاً للمعادلة :

$$r_s = \frac{F_1 r_1 + F_2 r_2 + F_3 r_3 + F_4 r_4}{F_5}$$

قسمة قيمة العزم على الوزن الكلى فإن قيم (Y)، (X) يمثلان بالفعل القيمتين للإحداثيين (Y)، (X) هما خاصتان بمركـز ثقـل كتلـة الجسـم المشترك. (٢)

مثال لتحديد CG :

حدد CG للاعب فى الصورة شكل (١-٢) باستخدام طريقة الأجزاء (التحليلية).

الحل :

يراعى إتباع ما يلى :

١- نضع علامة على كل النقاط الثابتة التشريحية بالجسم فى الصورة شكل (١-٢).

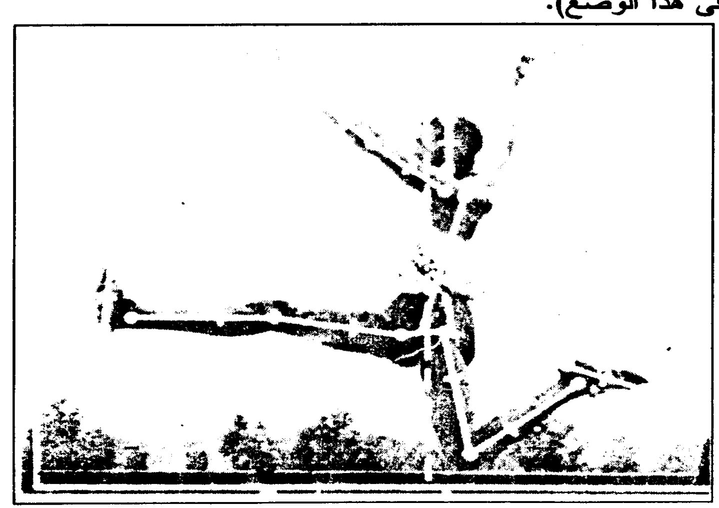
٢- تصل محاور أعضاء الجسم المختلفة مع ملاحظة أن المحور الطـولى للجذع هو الخط الواصل بين منتصف كل من المحور الأفقى الواصـل بين مفصلى الكتفين والفخذين.

٣- تحدد طول كل محور من المحاور الطولية الخاصة بكل جزء من أجزاء الجسم، وباستخدام نسب أنصاف الأقطار لكلاوسير نحدد موقع CG لكل عضو على حدة.

٤- أوجد بُعد مركز ثقل كتلة كل عضو على المحور السينى (X) والمحور الصادى (Y).

٥- أوجد عزم CG لكل عضو من أعضاء الجسم على حدة حول المحور السينى (G*X)، حول المحور الصادى (G*Y) وذلك بضرب بعد CG للعضو عن المحور السينى (X) فى الوزن النسبى للعضو (G) عن كلاوسير وبالمثل نضرب بُعد CG للعضو عن المحور الصادى (Y) فى الوزن النسبى للعضو (G) عن كلاوسير.

٦- أوجد مجموع نواتج ضرب بعد CG للعضو فى وزنه النسبى لكل من المحورين السينى والصادى حيث يصبح ذلك هو بُعد CG للجسم كله عن كل من المحورين السينى والصادى على التوالى (إحداثيا نقطة CG فى هذا الوضع).



شكل (١-٢)

النقاط الثابتة التشريحية، إحداثيا نقطة CG فى هذا الوضع

ويوضح الجدول (١-٣) تحديد CG كله فى الصورة شكل (١-٢) باستخدام طريقة أجزاء الجسم (الطريقة التحليلية).

م	أعضاء الجسم	نسبة أوزان أعضاء الجسم	بعد ΔG عن Y	عزم ΔG حول Y	بعد ΔG عن X	عزم ΔG حول X
١	الرأس	٠,٠٧٣	٦,٨	٠,٤٩٦	٦,٩	٠,٥٠٤
٢	الجذع	٠,٥٠٧	٦,٨	٣,٤٤٨	٤,٧	٢,٣٨٣
٣	العضد الأيمن	٠,٠٢٦	٧,٥	٠,١٩٥	٦,٣	٠,١٦٤
٤	الساعد الأيمن	٠,٠١٦	٧,٨	٠,١٢٥	٧,١	٠,١١٤
٥	اليد اليمنى	٠,٠٠٧	٨,٢	٠,٠٥٧	٨,٢	٠,٠٥٧
٦	العضد الأيسر	٠,٠٢٦	٦,٢	٠,١٦١	٦,٤	٠,١٦٦
٧	الساعد الأيسر	٠,٠١٦	٥,٢	٠,٠٨٣	٧,٣	٠,١١٧
٨	اليد اليسرى	٠,٠٠٧	٤,٢	٠,٠٢٩	٨,٣	٠,٠٥٨
٩	الفخذ الأيمن	٠,١٠٣	٥,٣	٠,٥٤٦	٣,٢	٠,٣٣٠
١٠	الساق اليمنى	٠,٠٤٣	٣,١	٠,١٣٣	٣,٤	٠,١٤٦
١١	القدم اليمنى	٠,٠١٥	١,٢	٠,٠١٨	٣,٨	٠,٠٥٧
١٢	الفخذ الأيسر	٠,١٠٣	٦,٩	٠,٧١١	٢,٢	٠,٢٢٧
١٣	الساق اليسرى	٠,٠٤٣	٧,٨	٠,٣٣٥	١,٢	٠,٠٥٢
١٤	القدم اليسرى	٠,٠١٥	٩,٤	٠,١٤١	٢,٢	٠,٠٣٣
	المجموع	١,٠٠		٦,٤٧٨		٤,٤٠٨

ويعتبر فيشر Fescher وبراون Braun أول من حاولا تحديد عزم القصور الذاتى لكتلة أجزاء جسم الإنسان عام (١٨٨٩م) (٤) حيث قاما بتحديد عزم القصور الذاتى لأطراف أجزاء جثث مجمدة واستخدما فى ذلك طريقة المرجحة.

ويذكر عادل عبد البصير وإيهاب عــادل (٢٠٠٥م) (٢) أن دريلــز Drilbis وكونتين Continey، بلويشـــتين Bluestein (١٩٦٤م)، جـــور فينكل Gur Finkle وسبرونوف Saphronov (١٩٦٩م) اكتشــفوا طــرق تحديد عزم القصور الذاتى لأطراف جســم الإنســان، أمــا بوهــل Pohl (١٩٣٠م)، هوخموث (١٩٦٠م)، نوبــار Nubar (١٩٦٢م)، دى - بــوز Du-bois، سانتشى Santschi (١٩٦٢م)، بويزت Bouisset، وبيرتوزون Petuzon (١٩٦٧م)، كوزاكوف Korsakov وآخرون (١٩٧٠م)، تمكنوا من تحديد عزم القصور الذاتى لجسم الإنسان بأكمله ونتيجة لهذه التجــارب العملية تمكن ويتست Whitest (١٩٦٣م)، من إيجاد قــيم عــزم القصــور الذاتى لأجزاء الجسم البشرى كل على حدة حول المحور العرضـــى إطــار بمركز ثقل كتلة كل منها كما فى الجدول (١-٤).

جدول (١-٤)

عزم القصور الذاتى لأعضاء جسم الإنسان المختلفة كل على حدة حول المحور العرضى المار بمركز ثقل كتلة كل منها

أعضاء الجسم	عزم القصور الذاتى (سلوج.قدم٢)	عزم القصور الذاتى (كيلوجرام.متر٢)
الرأس	٠,٠١٨٣	٠,٠٢٤١
الجذع	٠,٩٣٠٠	١,٢٥٥٣
العضد	٠,٠١٥٧	٠,٠٢١٢
الساعد	٠,٠٠٥٦	٠,٠٠٧٦
اليد	٠,٠٠٠٤	٠,٠٠٠٥
الفخذ	٠,٠٧٧٦	٠,١٠٤٨
الساق	٠,٠٣٧٢	٠,٠٥٠٢
القدم	٠,٠٠٢٨	٠,٠٠٣٨

ويمكن استخدام هذه القيم لتحديد عزم القصور الذاتى للجسم كله عن طريق استخدام نظرية المحاور المتوازية والتى تمكن من تحديد عزم القصور الذاتى للجسم حول أى محور يحدد إذا ما حدد عزم القصور الذاتى للجسم حول المحور المار بمركز ثقله والموازى لمحور الدوران، ويمكن التعبير عن ذلك جبرياً بالمعادلة التالية :

$$J_A = \Sigma I_{CGi} + m_i d_i^2$$

حيث أن J_A = عزم القصور الذاتى للجسم كله حول المحور الأفقى المار بالنقطة A، I_{CGi} = عزم القصور الذاتى للعضو حول المحور الموازى لمحور الدوران والمار بمركز ثقل كتلة العضو، m_i = كتلة العضو، d^2 = مربع البعد بين المحاور المتوازية.

ولايضاح طريقة حساب عزم القصور الذاتى جسم اللاعب حول محور الدوران، نفترض أننا نرغب فى حساب عزم القصور الذاتى لكتلة جسم لاعب الجمباز حول عارضتى المتوازيين فى الوضع الموضح فى الشكل (١-٣) خلال أداء مهارة كيموتسو.

الخطوة الأولى :

نحدد عزم القصور الذاتى للعضو حول المحور المار بمركز ثقله والموازى لمحور الدوران الموضح فى الجدول (١-٤).

الخطوة الثانية :

نحدد كتلة جسم اللاعب باستخدام المعادلة التالية :

$$m = \frac{G.\,8.81}{g}$$

وحيث أن وزن جسم لاعب الجمباز = ٦٩ كجم م/ث٢.

∴ كتلة جسم لاعب الجمباز (m) = $\frac{٦٩ \times ٩,٨١}{٩,٨١}$ = ٦٩ كجم

الخطوة الثانية :

نحدد كتلة كل عضو من أعضاء جسم الإنسان باستخدام الوزن النسبى لأجزاء الجسم بالنسبة للجسم كله وسابق ذكرها فى الجدول (١-١) السابق.

الخطوة الثالثة :

نحدد البعد d بين المحور المار بمركز ثقل كتلة العضو والموازى لمحور الدوران (قبضتى اليدين على عارضتى المتوازيين).

الخطوة الرابعة :

نحسب مربع البعد d.

الخطوة الخامسة :

نحسب ناتج ضرب كتلة العضو (m) فى البعد d^2 فنحصل على عزم القصور الذاتى للعضد حول محور الدوران.

الخطوة السادسة :

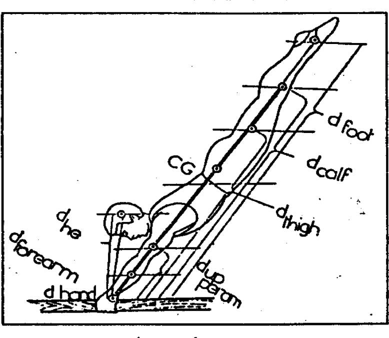
تجمع ناتج عزم القصور الذاتى للعضو حول محور الدوران (md^2) عزم القصور الذاتى للعضو حول المحور المار بمركز ثقله والموازى لمحور الدوران (I_{CG}) فنحصل على عزم القصور الذاتى الكلى للعضو الواحد.

الخطوة النهائية تجمع نواتج عزم القصور الذاتى الكلى لعضو فنحصل على عزم القصور الذاتى للجسم كله فى هذا الوضع ويوضح الجدول (١-٥) الخطوات السابقة بتمثيلها جدولياً كما يلى :

جدول (١-٥)

حساب عزم القصور الذاتى لجسم لاعب الجمباز فى الوضع المحدد فى الشكل (١-٣) خلال أداء مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين للرجال

م	العضو	I_{CG} (kg.m^2)	m (kg)	D (m)	d^2 (m^2)	d^2m (kgm^2)	J_A (kg.m^2)
١	الرأس	٠,٠٢٤١	٥,٠٣٧	٠,٥	٠,٢٥	١,٢٥٩٣	١,٢٨٣٤
٢	الجذع	١,٢٥٥٣	٣٤,٩٨٣	٠,٨٥	٠,٧٢٢٥	٢٥,٢٧٥٠	٢٦,٥٣٠٣
٣	العضدين	٠,٠٤٢٤	٣,٥٨٨	٠,٣٩	٠,١٥٢١	٠,٥٤٦٠	٠,٥٨٤
٤	الساعدين	٠,٠١٥٢	٢,٢٠٨	٠,١٣	٠,٠١٦٩	٠,٠٣٧	٠,٠٥٢٢
٥	اليدين	٠,٠٠١٠	٠,٩٦٦	٠,٠٨	٠,٠٠٦٤	٠,٠٠٦٢٠	٠,٠٠٧
٦	الفخذين	٠,٢٠٩٦	١٤,٢١٤	١,١٨	١,٣٩٢٤	١٩,٧٩٢٠	٢٠,٠٠٢
٧	الساقين	٠,١٠٠٤	٥,٩٣٤	١,٦٥	٢,٧٢٣	١٦,١٥٥٠	١٦,٢٥٥
٨	القدمين	٠,٠٠٧٦	٢,٠٧	١,٨٥	٣,٤٢٢٠	٧,٨٤٦٠	٧,٨٥٤
المجموع			٦٩				٧١,٩٦٦

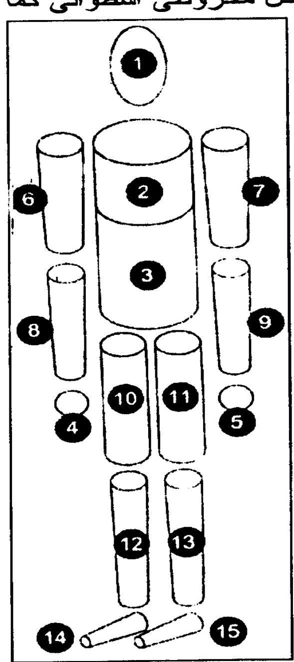


شكل (١-٣)

استخدام نظرية المحاور المتوازية فى تحديد عزم القصور الذاتى لجسم لاعب الجمباز حول عارضة المتوازيين

ثالثاً : النماذج الرياضية Mathematical Modeling

ويشير جوردون وآخرون .Gordon et al (٢٠٠٤م) (٦) إلـــى أن نسب القصور الذاتى لأعضاء جسم الإنسان ظهرت نتيجة لعمـــل هانافـــان Hanavan (١٩٦٤م) عندما أصبح من الضرورى نمذجة الجســـم للتحليـــل ثلاثى الأبعاد سلم هانافان بأن الكتلة هى شكل غير منتظم يتكون داخلياً مـــن أجزاء وهذه الأجزاء أجسام صلبة والتى يمكن تمثيلها بأشكال هندسية. معظم أجزاء الجسم نمذجت كشكل مخروطى أسطوانى كما فى الشكل (١-٤).



شكل (١-٤)

النموذج الهندسى للجسم لهانافان

رابعاً : تقنيات المسح والتصوير :

Scanning and Imaging Techniques

المدخل الأخر لتحديد نسب القصور الذاتى ثم تقدير البارامترات لأعضاء الجسم تضمنت مسح الأجسام الحية بتكنيكات متنوعة. على سبيل المثال زاتسيورسكى Zatsiorsky وسيلينوف Seluyanov (١٩٨٣م، ١٩٨٥م) عن زاتسيورسكى (٢٠٠٢م) (١٢) عرضا بيانات من ١٠٠ رجل، من ١٥ امرأة كأشخاص أحياء لحساب توزيع الكتلة استخدم مسح كتلة الغاما لتحديد القيمة الرقمية لتحديد الكثافة النوعية لكل عضو. مكنت هذه الطريقة من تقدير عمل الكتلة ومركز الكتلة وعزم القصور الذاتى الأساس فى الثلاث ابعاد لجميع الخمسة عشر عضو. تضمنت العينة فروق فردية فى العمر أصغر من المستخدمة فى الجثث فى الدراسات السابقة، وأكثر من ذلك طبقا معادلات الانحدار لاستنباط بارامترات أعضاء الجسم.

خامساً : التقنيات الكينماتيكية : Kinematics Techniques

التقنيات الكينماتيكية هى طرق لقياس الخصائص الكينماتيكية لتحديد غير المباشر لخصائص القصور الذاتى للأعضاء. طور هاتز Hatze (١٩٧٥م) عن جوردون وآخرون (٢٠٠٤م) (٦) تكنيك التذبذب الذى يقود إلى الكتلة ومركزه الكتلة وعزم القصور الذاتى لأعضاء الأطراف ومعامل تثبيط المفاصل. التكنيك الذى لا يستخدم من أجل أعضاء الجذع يتطلب أن يكون أى جزئ للجسم مجموعة تتذبذب كتركيب زنبركى. يجب تكون العضلات مسترخية لدرجة ألا يكون لها تأثير مثبط لتذبذب نظام الطرف الزنبركى. رياضياً أسست معادلات الاشتقاق على نظرية التذبذب الصغير وتستخدم لتقدير خصائص المفصل والعضو على أساس اختصار إيجابية التثبيط للتذبذبات لنظام الطرف الزنبركى.

التقنية الأخرى لتحديد عزم القصور الذاتي للكتلة تسمى طريقة الانطلاق السريع Quick- release method الذى استخدمها ديريليز وآخرون .Drillis et al (١٩٦٤م) عن جوردون وآخرون (٢٠٠٤م) (٦). هذه التقنية سلمت أيضاً بأن العضلات مسترخية وأن عجلة تسارع العضو تتأثر فقط بواسطة القصور الذاتى الدورانى للعضو. لذا، يمكن اشتقاق عزم القصور الذاتى (I) للعضو عن طريق قياس العجلة الزاوية للعضو بعد انطلاق قوة معلومة (F) أو عزم (M) من العلاقة التالية :

$$I = M/\alpha = (Fd) / \alpha$$

حيث أن M أو (Fd) = عزم القوة الفورية قبل الانطلاق و α = العجلة الزاوية بعد الانطلاق.

وللايضاح هذه الطريقة يمكن استخدامها فقط للأجزاء الطرفية بسبب صعوبة تطبيقها على الأجزاء الأخرى.

الملخص : Summary

تركز الأضواء على طريقتين للحساب للحصول على بارامترات أعضاء الجسم. أسست الطريقة الأولى بصفة مبدئية على التكنيكات والبيانات التى اشتقها ديمبستر، كلاوسير، ماك كونفيل ويونج، تشاندلير وآخرون وركزت الأضواء للتحليل فى البعدين. أسست هذه الطريقة على النسب والقياسات الأنثروبومترية التى يمكن تقديرها لبارامترات أعضاء الجسم لنماذج الحلقية لأعضاء الجسم. يمكن أيضاً الحصول على النسب من بيانات متنوعة أسست بالاعتماد على المجتمع (رجال/ آنسات، شباب/شيوخ، هكذا) المدروسة.

أسست الطريقة الثانية أساساً على التكنيكات التي حددها فوغان Vaughan، دافيز Davis، وأوكونور O'Connor (١٩٩٢م) عن ربيرتسون (٢٠٠٤م) (٩) وركزت على تحليل الثلاثة أبعاد للطرف السفلى. تتطلب هذه الطريقة قياس أبعاد أنثروبومترية خاصة حتى يمكن تقدير باراميترات الأبعاد الثلاثة.

اختبر معلوماتك :

١- أذكر خطوات تحديد مركز ثقل كتلة الجسم خلال أى وضع خلال مراحل أداء مهارة باستخدام طريقة التجزئة؟

٢- أذكر خطوات تحديد عزم القصور الذاتى للعضو خلال أداء المهارة الرياضية؟

٣- اشرح كيف يمكن تحديد مركز ثقل كتلة الفخذ باستخدام النسب المئوية لأنصاف أقطار مراكز ثقل كتلة العضو لكلاوسير؟

٤- لاعب وزنه ٦٥ ثقل كيلوجرام، احسب كتلته وكتلة كل من الجذع، الرأس، والفخذين؟

٥- احسب عزم القصور الذاتى للرجلين فى أحد الأوضاع للاعب الجمباز خلال أداء مهارة كيموتسو على جهاز المتوازيين علماً بأن عزم القصور الذاتى لكل من الفخذ، الساق، القدم حول المحور المار بمركز ثقل كل منها والموازى لمحور الدوران على التوالى ٠,١٠٤٨كجم.م٢، ٠,٠٥٠٢كجم.م٢، ٠,٠٠٣٨ كجم.م٢، والمسافة بين المحور المار بمركز ثقل كتلة كل من الفخذين، الساقين، القدم والموازى لمحور الدوران ومحور الدوران كانت على التوالى ١,١٨ متر، ١,٦٥ متر، ١,٨٥ متر؟

٦- احسب مركز ثقل كتلة الجذع والرأس، علماً بأن الوزن النسبى لكل من الرأس والجذع بالنسبة لوزن الجسم كله عن كلاوسـير علـى التـوالى (٠,٠٧٣، ٠,٠٥٧) وأن نسبة أنصاف أقطار CG لكـل مـن الـرأس والجذع بالنسبة لطول محاور كل منهما الطولية لكلاوسير على التـوالى (٠,٤٦٠٤ عن قمة الرأس، ٠,٣٨ عن المدور الكبير للكتف)؟

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (١٩٨٣م/١٩٨٤م)، الميكانيكا الحيوية، التقييم والقياس التحليلى فى الأداء البدنى، الجهاز المركزى للكتب الجامعية والمدرسية والوسائل التعليمية، دار فوزى للطباعة، جمهورية مصر العربية، ص(٣٥-٤٠)، (٨٥-٩٠).

٢- عادل عبد البصير وإيهاب عادل عبد البصير : (٢٠٠٦م)، التحليل البيوميكانيكى والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، لوران الاسكندرية، ص(١٢٣-١٣٨).

3- Clauser, C.E. et al.: (1969), Weight, volume and center of mass of segments of the human body, AMRL, Technical Report 60-70, Wright- Patterson, Air Force Base, OH.

4- Braun, W. & Fischer, O.: (1989), Bestimmung der targheits momente des menschichen korpers und secner glieder, Ahh, Dkg L.S. Gd W. Bd. Xiii.

5- Jensen, R.K.: (1993), Human morphology, its role in the mechanics of motion, Journal of Biomech. 26(Supp. No.1): 81-94.

6- Gordon, E. Robertson et al.: (2004), Research methods in biomechanics, (55-70).

7- Krogman, W.M. and F.E. Johnston: (1963), Human mechanics: Four monographs Abridged, AMRL, Technical Document Report 63-123, Wright- Patterson, Air Force Base, OH.

8- Miller, D.I. & R.C. Nelson: (1973), Biomechanics of sport. Philadelphia: Lea & Febiger.

9- Nigg, B.M. and W. Herzog: (1994), Biomechanics of musculo-skeletal system, New York: John Wiley & Sons.

10-Plagenghoef, S.: (1971), Patterns of human motion: A cinematographic analysis, Englewood Cliffs: Prentice-Hall.

11-Winter, D.A. (1990): Biomechanics and motor control of human movement, 2nd ed., Toronto: John Wiley & Sons.

12-Zatsiorsky, V.M.: (2002), Kinetics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics.

الفصل الثانى

القوى وقياسها

Forces and Their Measurements

الأهداف

تمهيد

أولاً : القوة

ثانياً : قوانين نيوتن

ثالثاً : التمثيل البيانى الحر للجسم

رابعاً : الاحتكاك

خامساً : القصور الذاتى

سادساً : عزم القوة وعزم اللى (اللف)

سابعاً : الدفع وكمية الحركة الخطية

ثامناً : قياس القوة والدفع اللحظى والعزم

تاسعاً : كمية الحركة الخطية لأجزاء الجسم والجسم كله

عاشراً : كمية الحركة الزاوية للعضو

احدى عشر : كمية الحركة الزاوية للجسم كله

اثنى عشر : الدفع الزاوى

ثالث عشر : قياس القوة

الملخص

اختبر معلوماتك

المراجع

الفصل الثانى

القوى وقياسها

Forces and Their Measurements

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يستطيع القارئ التعرف على ما يلى :

١- مفاهيم القوة المسببة للحركة الخطية وعزم الدوران.

٢- تأثير تطبيق القوى وعزم القوة من خلال التركيز على قوانين المجموعة والمعادلات الأربعة لنيوتن وأيولير.

٣- كيفية تكوين واستخدام التمثيل البيانى الحر للجسم.

٤- تحديد القوى المتعدد المعكوسة فى أبحاث البيوميكانيكا.

٥- المفاهيم الميكانيكية للدفع وكمية الحركة، التى تميل لتأثير على تغير تطبيق دوام القوة والعزم.

٦- وصف كيف تقيس القوة والعزم لبحث بيوميكانيكا الجسم.

تمهيد : Review

الديناميكا هى إحدى فروع الميكانيكا وتشمل دراسة الحركة (الكينماتيكا) ودراسة مسبب الحركة (الكيناتيكا). وتناولنا فى الفصلين السابقين الأول والثانى أهم المفاهيم الكينماتيكية لحركة جسم الإنسان، ونحن نوجه الانتباه فى هذا الفصل لفهم الكيناتيكا. حيث يشمل هذا الفصل على مقدمة لمفاهيم القوة المسببة للحركة الخطية والعزم والمسمى أيضاً عزم القوة

أو ببساطة العزم الذى يسبب الحركة الزاوية، وتفسير تأثير تطبيـــق القـــوى وعزم القوة من خلال التركيز على قوانين ومجموعة المعـــادلات الأربعـــة لنيوتن وأيولير.

أولاً : القوة : Force

أى جسم فى حالة سكون أو حركة يمكن تغير حالته عن طريق فعل جسم أخر. تأثير فعل هذا الجسم الآخر هو الدفع أو الشد والذى يتسبب فـــى تغيره اصطلح على تسميته القوة. لذلك أى جسم فى حالة سكون يمكن نجعله فى حالة حركة عندما يبذل جسم آخر عليه بعض القوة. بالمثل، أى جسم فى حالة حركة يمكن إبطاء سرعته أو تبديل اتجاهه إذا بذل جسم آخر قوة عليه.

على أية حال، بينما القوة المقدمة يمكن تنتج أو تبدل الحركة، إلا أنها تمتلك قدر كبير من هذا التأثير. نفترض أن دمبلز ثقيل علـــى أرض صـــالة تدريب رفع الأثقال. أخذ أحد الأفراد فرصتين لرفع الدمبلز بالرغم أنه بـــذل قوة لرفع الدمبلز من على الأرض إلا أنه أخفق فى ذلك فى المحاولتين. على أية حال عن طريق هذا الجهد أعد لتحرك الدمبلز لأخذه قريب لنقطة التـــى عندها سوف تتحرك لأعلى حيث سوف يمكنه رفعها لوحده.

ينجح رافع الأثقال القوى فى رفع الدمبلز من الأرض عـــن طريـــق تغيير حالته من الثبات على الأرض للحركة. لذلك أيضاً بذلت القـــوة علـــى الدمبلز فى الاتجاه لأعلى فى كلا الحالتين المختلفتين النتائج توفر قاعدة أكثر تكويناً واستكمالاً لتعريف القوة من المعطاة– القوة التى تبذل أو تميل لتبـــديل حالة الجسم من الثبات أو شكل الحركة فى خط مستقيم.

نحن فى دراستنا فى البيوميكانيكا نركز علـــى تـــأثيرين محـــددين مرتبطان بالقوة. الأول هو التأثير الذى تمتلكه أى قوة على جـــزء أو جســـم

صلب، بينما التأثير الثانى هو التأثير الذى تمتلكه أى قوة لتغيير شكل الجسم أو المادة. تأثير القوى على أجزاء الأجسام الصلبة تكون بمساعدة استخدام قوانين نيوتن وهى معينة لفهم مسببات البيانات الكينماتيكية الموصوفة فى الفصول السابقة. الجسم الصلب هو الجسم الذى أحد أجزائه ثابت بالنسبة للأجزاء الأخرى أى لا يتغير شكله. تأثير القوى على شكل الجسم أو المادة هام جداً عندما نركز على القوى الداخلية من خلال الأنسجة البيولوجية وفى فهم كيفية إمكانية قياس القوى الداخلية المطبقة إلى أو بواسطة الإنسان.

القوة كمية متجهة لها مقدار واتجاه، وتحدد بمقدارها واتجاهها ونقطة تأثيرها بالنسبة للحركة الخطية للأجزاء أو الأجسام الصلبة المهم مقدار القوة واتجاهها. على أية حال نقطة التأثير تكون محددة إذا كان التركيز على الحركة الدورانية. وفضلاً عن ذلك أيضاً يقوم مفهوم متجه قوة الفرد باعتبار أن نقطة التطبيق فى الحقيقة هى معظم القوى المولدة عن طريق اتصال المتجه منفصلاً حتى انتهاء المجال أكثر من أى نقطة منفردة. وهذا يوضح مفهوم الضغط وهو توزيع القوة على مساحة الاتصال. من خلال عالم بيوميكانيكا الإنسان، التحليل الكيناتيكى عادة يعتبر من الأفضل تطبيق القوى الخارجية والضغوط من خلال الاتصال بالأرض أو أى شئ (مثل الأداة Tool، الآلة Machine، الكرة Ball، الدراجة Bicycle، أو لوحة المفاتيح Keyboard) أو القوى الداخلية من خلال العضلات Muscles، الأوتار Ligaments، العظام Bones، المفاصل Joints. وأيضاً أحياناً يمكن قياس البارامترات الكيناتيكية مباشرة، وغالباً يجب حسابها أو تقديرها على أساس التقيد بالقياس الكينماتيكى.

ثانياً : قوانين نيوتن : Newton's Laws

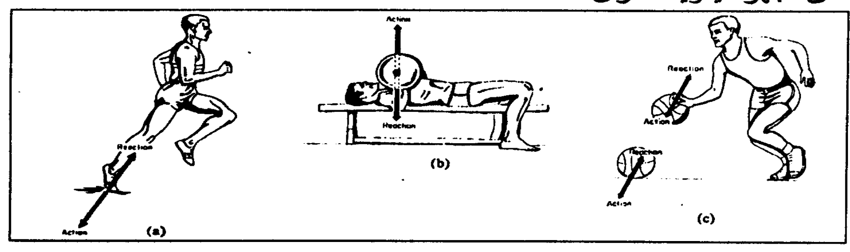
اعتقد قدماء الإغريق أن الجسم يتحرك عندما يكون هناك قوة تعمل عليه والتى توقف الحركة إذا أزيلت القوة. هذا الاعتقاد رفضه العالم العظيم الإيطالى جاليليو Galilieo عام (١٥٦٤م- ١٦٤٢م) وأزيل على التوالى بما أصبح يعرف علمياً كقانون نيوتن الأول للحركة، أول استنباط لايزاك نيوتن Issaac Newton (١٧٢٧م- ١٦٤٢م). هذا القانون ربما يعبر عنـــه كمـــا يلى: يظل كل جسم فى حالة سكون أو حركته المنتظمة فى خط مستقيم ما لم تؤثر عليه قوة خارجية تغير من حالته سكونه أو حركته.

أيضاً نظرية النسبية لاينشـــتاين Einstein (١٩٠٥م) عرضـــت أن ميكانيكا نيوتن غير تامة، تظل قوانين نيوتن صادقة للجميع ولكـــن الحركـــة الجزئية للجسيمات الأصغر من الذرة والحالات التى فيها تقتـــرب الســـرعة لسرعة الضوء ــ تظل أدوات أساسية للميكانيكا الحيوية والهندسية.

القانون الأول لنيوتن هو قانون القصور الذاتى، يشرح كيف يتحرك أى جسم فى غياب القوى الخارجية، وهو الحالة التى فيها يبقى الجسم تحت سيطرة حالة تحركه حتى يقل الفعل عليه بواسطة قوة خارجية. توصف حالة الحركة بواسطة كمية حركة الجســم Body's momentum (P)، وتحـــدد كناتج لكتلتها والسرعة الخطية ($P = m\ v$). التسهيل المطروح، أنه إذا لـــم تطبق القوة على الجسم، كمية حركته تبقى ثابتة. بالنسبة لحالات كثيرة فـــى الميكانيكا الحيوية سوف تكون الكتلة مقدار ثابت؛ حيث يعنى غياب القوة أن الجسم سوف يبقى عند سرعة خطية ثابتة. يوضع الشـــئ بجانـــب الأخـــر لوصف هذه الحالة يكون غياب القوة هو قانون العجلة (القانون الثانى لنيوتن) والذى يصف كيف يتحرك الجسم الصلب عند تطبيق القوة الخارجية وهـــى حالة "يتناسب تسارع الجسم مع مقدار القوة المسببة له وفى اتجاهها" هـــذا

التناسب يمكن صياغته كقيمة عددية بتقديم كتلة الجسم والنتيجة فى المعادلـــة المشهورة لنيوتن $F = ma$. الوحدة الدولية للقوة هى النيوتن Newton (N)، تحتاج قوة واحد نيوتن (1N) لتسبب تسارع كتلة واحـــد كيلـــوجرام (1K) بعجلة ١م/ث٢ ($1m/s^2$). التسهيل المطروح، تتسبب القوة المطبقة فى تسارع الجسم الصلب عن طريق تغيير سرعته وحركته أو كلاهما معاً.

يصف قانون نيوتن الثالث كيفية تفاعل كتلتين كل منهما مع الأخرى. ينص قانون رد الفعل على أنه "عندما تؤثر قوة جسم على جسم آخر يحـــدث قوة رد فعل من الجسم الأخر على قوة فعل الجسم الأول ومساوية لهـــا فـــى المقدار ومضادة لها فى الاتجاه"، وبمعنى أخر يمكن القول "لكل فعل رد فعل مساوى له فى المقدار ومضاد له فى الاتجاه". والمثال المنتشر استخدامه فى البيوميكانيكا هو اتصال الإنسان بسطح الأرض، كما فى الجرى شـــكل (٢-١). عندما تضرب رجل العداء الأرض، يطبق العداء القوة علـــى الأرض: يمكن تمثيل هذه القوة كمتجه له مقدار واتجاه معين. وفى نفس الوقت يحدث رد فعل الأرض بتطبيق قوة مساوية لمقدار قوة فعل العـــداء علـــى الأرض ومضادة لها فى الاتجاه. مثل آخر اتصال الفرد بالكرة والمضرب والأداة أو أى أجهزة يدوية أخرى.



شكل (٢-١)

أمثلة لتطبيق القانون الثالث لنيوتن: (أ) فى الجرى، (ب) فى أداء الضغط على المقعد، (جـ) فى تنطيط الكرة فى كرة السلة

فى كثير من الحالات تؤثر أكثر من قوة فى نقطة على الجسم فى نفس الوقت. من السهل السيطرة على مثل هذه الحالة من خلال قوانين نيوتن من خلال مفهوم متجه محصلة القوة. حيث أن كل قوة لها مقدار واتجاه، يمكن جمع مجموعة القوى المؤثرة على جسم بمتجه واحد هو محصلة القوى. إذن يمكن تراعى قوانين نيوتن استخدام هذه المحصلة المنفردة للقوة. عند توضيح المشاكل الكيناتيكية تصبح الأداة المفيدة هى التمثيل البيانى الحر للجسم (FBD)، وهو نموذج للجسم حيث يتضمن جميع القوى المؤثرة عليه. رسم FBD ينبه الباحثون بوجود كل قوة ويساعدهم على رؤية اتجاه رد فعل القوى التى تؤثر على الجسم فى المعادلة.

ثالثاً : التمثيل البيانى الحر للجسم : Free-Body Diagrams

التمثيل البيانى مفيد فى رؤية المشكلة الميكانيكية. يعنى التمثيل البينى الحر للجسم (FBD) عرض تشكييل القوى، وعزم القوة، ونظم الهندسة الميكانيكية. هذا التمثيل البيانى تكمن أهميته فى : الخطوة الأولى لحل المشكلة الميكانيكية هى رسم التمثيل البيانى الحر للجسم، والخطوة الثانية يستخدم (FBD) لاشتقاق معادلات الحركة للهدف. وأخيراً معرفة القيم العديدة والحالات الفرعية ومعادلات حل الاصطلاحات المجهولة. هناك العديد من الأشكال لتركيب FBD.

١- ارسم الهدف بشكل مركز ومختصر (يفضل الخطوط أو بالضبط خط منفرد) لكل من البيئة الخارجية والأجسام الأخرى.
٢- نسق كتابة الهدف بخاصة لإتمام وضعه.
٣- أشر إلى مركز ثقل كتلة الهدف بعلامة، من هنا حيث ترسم العجلات.

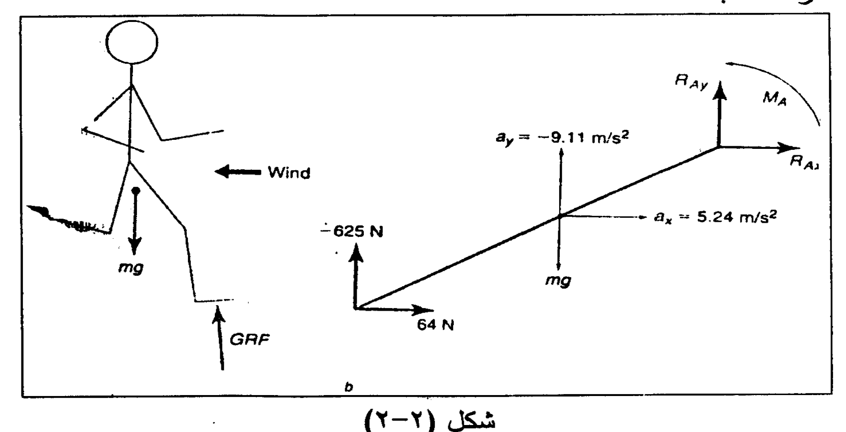
٤- ارسم ووضح جميع ردود الفعل القوى الخارجية وعزم القـــوة. أســـس اتجاهات هذه القوى والعزم عن طريق كيفية خبرات الهدف بها. فمثلاً: اتجاه قوى رد فعل الأرض عمودياً لأعلى واتجاه قوة الاحتكاك عكـــس اتجاه الحركة على أسطح الاتصال.

٥- ارسم جميع القوى والعزم المجهول فى الاتجاه الموجب لنظام الإحداثى. يجب تطبيق القوى المجهولة حيث يكون الجسم متصل بالبيئة الخارجية المحيطة به أو بأجسام أخرى (أو أجزاء الجسم).

٦- من المرغوب فيه أيضاً رسم وتوضيح محاور النظام الإحداثى الشـــامل (GCS) لجانب الرسم البيانى الحر للجســـم الـــذى يشـــير للاتجاهـــات الموجبة.

يعرض الشكل (٢-٢أ) عبور العداء على منصة القوى. فـــى هـــذه الحالة، بسبب التعقيد النسبى لشكل الجسم فضلنا الرسم التخطيطـــى للعـــداء. يمثل قوة الجاذبية (mg) وقوة الهواء عند مركز المســـاحة الأماميـــة بخـــط متقطع. تضمن قوى رد الفعل عند لحظة وضع قدم الشخص. تذكر أن تلـــك هى قوة رد الفعل المؤثرة على العداء، فضلاً عن ذلك تطبق قوى العداء على الأرض. يعرض الشكل (٢-٢ب) فى (GBD) لبدال الدراجة قوى البـــدال المعلومة. يمثل العمود (Crank) بخط منفرد ويشير النقط إلى مركز كتلته. القوتين الرأسية والأفقية عند نهاية البدال، نحن قسنا تلك القـــوى وأوضـــحنا قيمها. لأن البدال يملك سطح ارتكاز محورى سلس، نحن سلمنا أن هناك لا يوجد عزم للقوة بذل حول محور عجلة البدال (الدولاب). عند النهاية القريبة للعمود، نحن وقفنا قوى رد الفعل على محور ارتكاز العمود (R_{AX}, R_{AY}). تلك هى القوى المجهولة حيث أعطيناها أسماء وتوقيع لمحصلة عزم (M_A) حول المحور الارتكازى للعمود، والتى أعطيناها اتجاه عكس عقرب الساعة

موجب لأن قيمها مجهولة. هذا العزم يساوى صفر بسبب مقاومة سلسلة ناقل حركة العجلة.



شكل (٢-٢)

التمثيل البيانى الحر للجسم (a) للعداء، (b) عمود الدراجة مع التسليم بعدم وجود عزم قوة عند البدال ولكن هناك عزم عند العمود المحورى يعمل لحلقة السلسلة (M_A)

من استعراضنا لقوى الطبيعة نجد أنه يوجد أربعة قوى هى القوة النووية الضعيفة، والقوة النووية القوية والقوى الكهرومغناطيسية، قوة الجاذبية. تضع الميكانيكا الحيوية قوة الجاذبية والقوة الكهرومغناطيسية فى الاعتبار من هذه القوى. جميع القوى جربت بواسطة الجسم وهى تركيبة من بعض تلك القوانين.

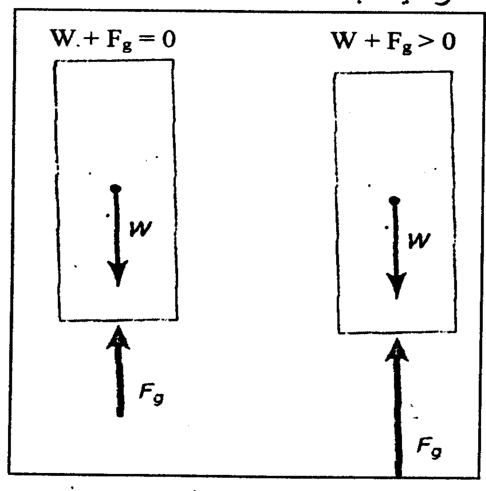
المساهمة الفرعية الأخرى لنيوتن لفهمنا الحركة هى وصفه لكيفية تفاعل الكتلة المتكافئ عندما تكون فى حالة عدم اتصال. قانونه الشامل لحالات الجاذبية التى يجذب جسمين كل منهما الأخر بقوة بحيث تتناسب مع

ناتج كتلتها وتتناسب عكسياً مع مربع المسافة بينهما. مع تقديم شمول ثبات قوة الجاذبية G_g، يمكننا تقدير القيمة العددية لقوة الجاذبية : $F_g= G(m_1xm_2)/r^2$ حيث أن m_1 = كتلة الجسم الأولى، m_2= كتلة الجسم الأخر، r= المسافة بين مركزى ثقل كتلة كل منهما. بينما وضع نيوتن هذا المفهوم للجاذبية فى الاعتبار فى معادلته لفهم الحركة الأرضية فى عالم البيوميكانيكا هذا المفهوم تطبيقه عظيم الأهمية من أجل التأثير التى تمتلكه الجاذبية الأرضية على الأجسام القريبة من سطحها. فى هذه الحالة تصبح m_1 هى كتلة الأرض، m_2 هى كتلة الهدف على سطح الأرض، r هى المسافة بين مركز كتلة الأرض ومركز كتلة الهدف. إذا اعتبرنا قوة الجاذبية تعمل على الكتلة m_2 توصف تأثير هذه القوة (قوة الجاذبية) عن طريق قانون العجلة ($F= m_2 . a$). بالتعويض فى معادلة الجاذبية نجد أن $m_2 . a = G(m_1 \ xm_2)/R^2$. ظهرت كتلة الجسم m_2 فى طرفى المعادلة لذلك سوف تختصر المعادلة لتصبح $a = G \ m_1/R^2$. حيث أن جميع المصطلحات على الجانب الأيمن للمعادلة ثابتة أيضاً العجلة a تكون ثابتة. هذه هى نتيجة العجلة لجاذبية الأرض. وعادة تسمى g وهى تقريباً تساوى ٩,٨١ م/ث٢.

بالإضافة لذلك، تعطى قوة الجاذبية اسم خاص للوزن، لتصبح المعادلة $W = mg$ لها شكل خاص أكثر عمومية وهو $F = m \ a$. تذكر أن وزن الجسم قوة لذلك فهو متجه. فى مقابل ذلك كتلة الجسم قيمة قياسية Scalar، لذلك فى FBD بالنسبة لأى شئ قريب من الأرض أو عليها ترسم تأثير الوزن لأسفل نحو مركز الأرض وعادة يتجه عمودياً لأسفل.

إذا وقف الفرد هادئاً بينما ينتظر الأوتوبيس يتحمل تأثير متجه قوة وزنه لتسارعه لأسفل عند ٩,٨١ م/ث٢. وعلى أية حال هذه العجلة لا تظهر كسرعة رأسية للفرد وتظل ثابتة عند الصفر. السبب فى هذا النقص للعجلة

هو قانون نيوتن الثالث، والذى يحفظ القوى المرتبطة بالاتصال بين قدمى الفرد والأرض. يطبق الفرد قوة مساوية لوزنه على الأرض، بينما تطبق الأرض قوة رد فعل مساوٍ ومضاد لقوة وزن الفرد. فى التمثيل البيانى الحر للجسم فى الشكل (٢-٣) رسمنا توقيع متجه قوة رد الفعل لأعلى (بعيداً عن مركز الأرض) وسمى رد فعل الأرض (GRF أو Fg). وكذلك هناك قوتان تؤثران على الفرد فى الاتجاه الرأسى: قوة وزن الجسم لأسفل (سالبة) وقوة رد فعل الأرض لأعلى (موجبة). تمتلك القوتين فى وضع لحظة السكون هذا نفس القيمة. ناتج مجموع المتجهين يساوى صفر ($W+ Fg= 0$)، وهذا هو سبب بقاء السرعة الرأسية ثابتة.

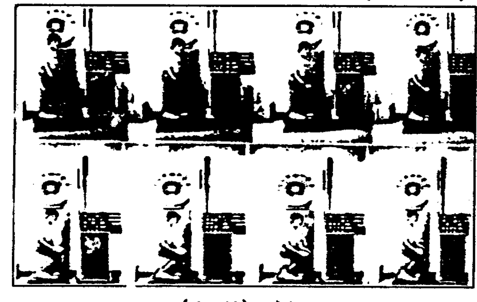


شكل (٢-٣)

قوة الفعل وقوة رد الفعل فى حالة الوقوف (a) لحظة السكون مجموع محصلة قوة الفعل ورد الفعل يساوى صفر، (b) لحظة التحرك لأعلى مجموع محصلة الفعل ورد الفعل أكبر من صفر.

يتحرك اللاعب فى جميع الأنشطة الرياضية فوق الأرض عن طريق رد فعل الأرض لحظات زمنية خلال الأداء. تؤدى المركبة المماسية لهذه القوة إلى الاحتكاك الضرورى من أجل الحركة بينما تكون المركبة العادية مستقلة وهامة فى الحصول على الارتفاع اللازم. مثلاً لارتداد كرة السلة، وحائط صد الكرة الطائرة، والوثب لأعلى أو فجوة الرقص. أيضاً منصة القوى هى أفضل نوع أداة لبحث تموج هذه القوة، وأيضاً يمكن استخدام نوعية جيدة من ميزان الوزن لتقدير المركبة الأفقية خلال حصر الحركات، مثل ثنى الركبتين أو رفع الذراعين.

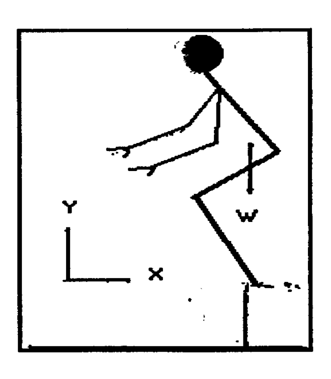
يعرض الشكل (٢-٤) تمرين معملى على الميزان استخدم لتسجيل إزاحة CG للفرد (تقريباً بواسطة نقطة على المقعدة) والمقدار المحدود الرأسى لقوة رد فعل الأرض بينما استخدم كل تمرين لتقديم مفاهيم أساس تنوع قوة رد الفعل كان جهاز ميزان الوزن غير ملائم لدراسة طبيعة الحركة المميزة بالسرعة (المتفجرة).



شكل (٢-٤)

إجراءات معملية لدراسة عدم الاستقرار فى المركبة الرأسية لقوة رد فعل الأرض

تمثل الحركة العادية للوثب لأعلى من الوقوف المجموعة العامة لتوليد رد فعل الأرض استجابة لفعل حركة الجذع والأطراف. من أجل التحليل الكيناتيكى لهذه الحركة. يحدد الجسم كنظام للواثب. يهمل فى هذه الحالة الدوران بدون أى خطأ حقيقى فى الحسابات. ومع ذلك، ربما مُثل النظام كجسيم (مركز الكتلة) خلال الكتلة يعادل جسم الفرد. رسم التمثيل البيانى الحر للجسم فى الشكل (٢-٥) يشير إلى أن وزن الجسم يعمل عمودياً لأسفل من مركز الكتلة. تبذل منصة القوة الواقف عليها الواثب قوة رد الفعل التى يمكن ظهورها لمركبة رأسية (عادية) ومركبة أفقية (مماسية).



شكل (٢-٥)

التمثيل البيانى الحر للجسم خلال الارتقاء فى الوثب لأعلى (العمودى)

بالنسبة لفحص قيم القوى فى النقاط المتتالية خلال الارتقاء من الأفضل إتمامها عن طريق تطبيق قانون نيوتن التالى (طريقة القوة- الكتلة- العجلة) عند بذل القوة على مستوى منفرد، تصبح معادلة الحركة كما يلى :

$$\Sigma F_x = m\,a_x , \qquad \Sigma F_y = m\,a_y$$
$$R_x = m\,a_x , \qquad R_y - W = m\,a_y$$

حيث أن X ، Y تمثل متجهات المركبة علـــى التـــوالى، a= عجلـــة مركز ثقل كتلة جسم الواثب، m = كتلة جسم الواثب التى تظل ثابتـــة، R_x، R_y تشير إلى المركبتين الأفقية والراسية لقوة رد الفعل، w= وزن اللاعب.

حيث أن الارتفاع هو الهدف الأول فى هذا المثال ســوف ينصــب التركيز التفصيلى على الاتجاه الرأسى للارتقاء. يمكن إعادة صياغة معادلة الحركة لاستخلاص المركبة الرأسية لقوة رد الفعل (R_y) كما يلى :

$$\Sigma F_y = m\, a_y$$
$$R_y - w = m\, a_y$$
$$R_y = w + m\, a_y$$

نتيجة للعلاقة الموضحة فى الفحص السابق يتضح أن قيمة قـــوة رد الفعل الرأسية (R_y) سوف تكون أقل من وزن الجسم إذا كانت محصلة عجلة الواثب سالبة. وتكون قوة رد الفعل أكبر من وزن اللاعب إذا كانت محصلة عجلة الواثب موجبة. وفى حالة ما إذا كانت محصلة عجلة الواثب صفر، فإن قوة رد فعل الواثب تعادل وزن جسمه. لذا فإن القوة، الكتلة والعجلة تحـــدد حركة مركز ثقل كتلة الجسم عند اللحظة المخصصة بالضبط.

مثال تطبيقى (١)

* عندما تكون قوة الفعل الرأسية للواثب مقدارها ١٩٠٠ نيوتن ووزنه ٧٠٠ نيوتن، أثبت أن عجلة مركز ثقل كتلة الواثب عند هـــذه اللحظـــة ١,٧٠ متر/ث٢؟

الحل

المعطيات :

وزن الواثب = ٧٠٠ نيوتن، R_y = ١٩٠٠ نيوتن

a_y = ١,٧ م/ث٢

المطلوب : إثبات أن a_y = ١,٧٠ م/ث٢

أولاً : يجب تحويل الوزن بالنيوتن إلى الوزن بالكيلوجرام م/ث٢

= ٧٠كجم.م/ث٢ ∴ ٧٠٠ نيوتن = ٧٠٠ / ١٠,٠

= ٧٠ كجم ∴ كتلة الواثب = ٩,٨١ × ٧٠ / ٩,٨١

ثانياً : تحول قوة رد الفعل الرأسية من النيوتن إلى كجم.م/ث٢

= ١٩٠كجم.م/ث٢ ∴ ١٩٠٠ نيوتن = ١٩٠٠ / ١٠

حيث أن :

$R_y = m\,a_y + w$

$\therefore 190 = 70\,a_y + 70$

$190 - 70 = 70\,a_y$

$\therefore 120 = 70\,a_y$

$\therefore a_y = \frac{120}{70} = 1.7\ \text{m/sec}^2$

أى أن عجلة جسم الواثب الرأسية a_y = ١,٧٠ م/ث٢.

رابعاً : الاحتكاك : Friction

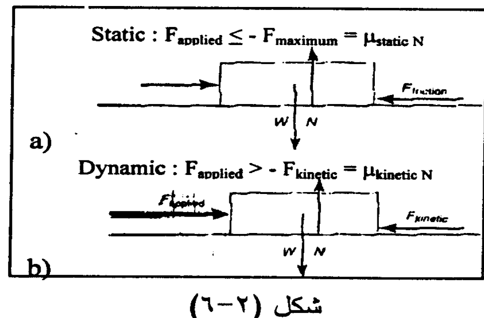
الاحتكاك قوة خاصة تؤثر بينما ينزلق فوق بعض سطحان متصلات بعضهما ببعض. تتجه قوى الاحتكاك موازية للأسطح ودائماً عكس القوة النسبية لكل من السطحين. فى بعض الحالات، تكون قوة الاحتكاك كبيرة لدرجة كافية لمنع الحركة، وهذا يعرف كاحتكاك استاتيكى (ثابت)، فى حالات أخرى تطبيق قوى الاحتكاك يكون عظيم لدرجة تكفى لحدوث الحركة، وعندئذ يؤثر الاحتكاك الكيناتيكى (الحركى) لمقاومة الحركة.

نتصور أن لوح موضوع على سطح مستوٍ بهدف زيادة تطبيق القوة الأفقية ببطئ، ($F_{applied}$) شكل (٢-٦). عندما تطبق قوة صغيرة تستطيع قوة الاحتكاك ($F_{friction}$) مقاومة الحركة يحث يبقى اللوح فى حالة ثبات ($F_{applied}$ $= F_{fiction}$) أو ($F_{applied} + F_{friction} = 0$). عندما تزيد القوة المطبقة تنمو قوة الاحتكاك باستمرار لتصل إلى مقدار لحفظ حالة الثبات. على أية حال تصل قوة الاحتكاك الثابت إلى نقطة قصوى معينة، وفضلاً عن ذلك الزيادة فى القوة المطبقة لا يقابلها زيادة متساوية فى قوة الاحتكاك عند هذه النقطة تبدأ حركة اللوح. قيمة الاحتكاك القصوى فى حالة الثبات تعرف كتحديد لقوة الاحتكاك الاستاتيكى، وتحسب باستخدام المعادلة التالية :

$$F_{maximum} = \mu_{static} N$$

حيث أن μ_{static} = معامل الاحتكاك الاستاتيكى (الثابت)، N = تأثير القوة العادية عبر السطحين شكل (٢-٦). عند تجاوز القوة المطبقة قوة الاحتكاك القصوى، يصبح اللوح فى حالة حركة، مع ميل القوة المطبقة لتسارع اللوح، بينما تكون قوة الاحتكاك الكيناتيكى عكس الحركة (من "ميل لتباطؤها).

إلى حد ما عندما تكون قيمة القوة المطبقة أقل من قيمة قوة الاحتكاك القصوى وتكون تقريباً ثابتة بالرغم من قيمة القوة المطبقة أو السرعة التى وصل إليها اللوح.



شكل (٢-٦)

حالات قوة الاحتكاك والقوة المطبقة، (أ) الاحتكاك الاستاتيكى، (ب) الاحتكاك الديناميكى

يمكن حساب قوة الاحتكاك الكيناتيكى باستخدام المعادلة التالية :

$$F_{kinetic} = \mu_{kinetic} N$$

حيث أن $\mu_{kinetic}$ = معامل الاحتكاك الكيناتيكى، N = القوة العادية القوة العادية هى القوة العمودية على سطح الاتصال لحفظ السطح فى حالة اتصال. تذكر أن معامل الاحتكاك الاستاتيكى (μ_{static}) ومعامل الاحتكاك الديناميكى ($\mu_{kinetic}$) كلاهما يعتمد على طبيعة السطحين المشتركين والتى دائماً يكون معامل الاحتكاك الثابت أكبر تدريجياً من معامل الاحتكاك الديناميكى.

سوف يصادف القارئ مستويات أخرى من القوة من خلال المنشورات العلمية للميكانيكا الحيوية. عادة القوة الداخلية تعزز تلك القوى المخلقة أو المولدة عن طريق الأنسجة من خلال الجسم، كمثل العضلات Muscles، الأربطة Ligaments، والأوتار Tendons، الغضاريف Cartilage أو العظمة. فى مقابل ذلك، القوة الخارجية هى تلك القوة الناتجة من الجسم بواسطة اتصاله بجسم آخر، مثل قوى رد الفعل السابق وصفها.

خامساً : القصور الذاتى : Inertia

يعنى القصور الذاتى فى الاستخدام العام مقاومة الحركة أى أن الجسم عاجز عن تغيير حالته. فمثلاً : وزن بار حديد ١٥٠ نيوتن، موضوع على الأرض يمتلك الميل ليظل ثابت. المتزحلق على الجليد يميل إلى الاستمرار فى الانزلاق فى خط مستقيم بسرعة ثابتة.

أيضاً القصور الذاتى ليس له وحدة قياس، وتغير الكتلة القصور الذاتى، الكتلة الأكبر قصورها الذاتى أكبر. اصطلاح (ma-) تسمى قوة القصور الذاتى، وهو نموذج مناسب للقوى الأخرى التى تشكل محصلة القوة (F) فى الطرف الأيسر للمعادلة. هذه القوى تسمى القوة الكاذبة. وهى تسقط عندما تبطئ سرعة الرافعة كمدخل لفقدانها الأرض، يرغب القصور للجسم

الذاتى للاستمرار لأعلى وتقل نتائج قوة القصور الذاتى فى قوة رد الفعل بين القدمين والأرض. مثال آخر عجلة الجاذبية تجريبياً خلال العجلة السريعة فى السيارة أو الطائرة، يرغب الجسم البقاء فى حالة الثبات بينما تتحرك المركبة بسرعة للأمام. فى هذه الحالة، يشعر الفرد كأنه يدفع فى المقعد ولكن القـــوة الحقيقية هى دفع المقعد له للأمام.

نموذج أخر لظهور القوة الكاذبة (Pseudo-force) عنـدما تعتبــر دوران الأشياء حول أى محول وتساعد بتغير الاتجاه الخطى للأجزاء مـــن خلال دوران الجسم الصلب. فى هذه الظـروف الخاصـــة يمثـل الاتجـاه الخارجى للقوة الطاردة المركزية القصور الذاتى للأجزاء لاستمرار الحركـــة بعيد عن محور الدوران، بينما الجذب للداخل فى اتجاه نصف القطر أو القوة الجاذبة المركزية تعمل على منع مثل هذا الحادث. بالنسبة للقوة الكاذبة الثالثة لا تحدث قوة كوريوليس Coriolis force عند تغيير الأنظمـــة المرجعيـــة للدورانات ضمن نظام معطى. من أجل الوصف الكامل وحساب هذه القـــوى يرجع القارئ إلى المراجع العلمية فى الهندسة والطبيعة مثـل (Beer and Johnson ١٩٧٧م).

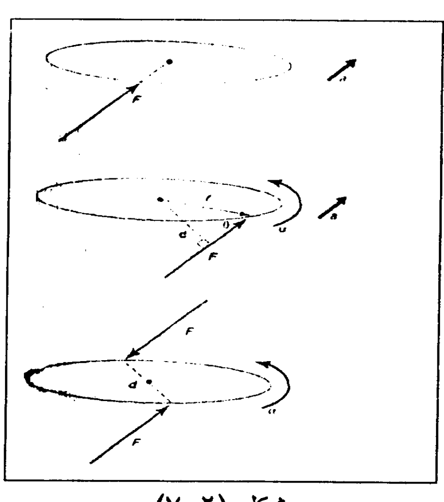
سادساً : عزم القوة أو عزم اللى : Moment of Force or Torque

مما سبق أشرنا إلى أن نقطة تطبيق متجه القوة مهمة فقط إذا كانـــت الحركة الزاوية للجسم الصلب قيد النظر. عن طريـــق التعريـــف، نلاحــظ الحركة الزاوية حول أى محور. إذا مر خط عمل متجه القـــوة $\vec{F}$ بمركـــز الدوران لا يحدث حركة زاوية شكل (٢-٧). على أى حال إذا تحرك خــط عمل متجه القوة $\vec{F}$ موازى للحركة لدرجة أن خط عمله يحدث مسافة مـــن المحور، تميل القوة لإحداث دوران. القوى التى لا تمر بمحـــور الـــدوران

تعرف بـــالقوة اللامركزيـــة Eccentric (off-center) forces. المســـافة العمودية بين متجه خط عمل القوة ومحور الدوران تسمى ذراع العزم ويرمز له بالرمز (r) وعزم القوة $\vec{M}$ يساوى ناتج ضرب ذراع العـــزم × القـــوة ($\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F}$). وحدة العزم نيوتن. متر (N.m).

يعرض الشكل (٤-٧) أن b= r sin θ حيث أن θ الزاوية المكونـــة بواسطة عمل متجه الإزاحة $\vec{r}$ ، خط عمل متجه القوة $\vec{F}$. استخدم المســـافة العمودية (d) حيث يمكن حساب قيمة عزم القوة مـــن المعادلـــة M= Fd. حقيقة أن نقطة تطبيق متجه القوة تحدد مقدار العزم لأن تبديل نقطة تطبيـــق قيمة القوة تغير ذراع عزم القوة.

تنتج القوة اللامركزية المنفردة كلا الحركتين الخطيـــة (الانتقاليـــة) والدورانية. القوة نفسها المسببة لتسارع الهدف تتبع قانون العجلـــة لنيـــوتن بغض النظر عن كون القوة تتجه خلال محور الدوران من عدمه. يمكن إنتاج حركة الدوران الخالصة بدون عجلة خطية بواسطة عمل القوتين كـــازدواج. يتضمن الازدواج قوتين ليس على خـــط عمـــل واحـــد ولكـــن متـــوازيتين ومتساويتين فى المقدار ومتضادتين فى الاتجاه. فى الشكل (٢-٧)، القوتـــان المتساويتان المتوازيتان (F و-F) يفصلهما مسافة عمودية d، وبذلك يشـــكل ازدواج القوة التى تطبق عزم يســـاوى F.d. ولأن F، -F متضـــادتين فـــى الإتجاه مجموعهما يساوى صفر، لذلك محصلة القوة المطبقة لشـــئ تكـــون صفر.



شكل (٢-٧)

تأثير القوة : (أ) خط متجه القوة يمر بمركز كتلة الجسم والذى يمر به محور الدوران،
(b) خط متجه القوة لا يمر بمركز ثقل كتلة الجسم والذى يمر به محور الدوران،
(c) ازدواج قوتين متساويتين فى المقدار ومتضادتين فى الاتجاه

اصطلاح أخر منتشر يستخدم بدلاً من العزم هو عزم اللف torque. تميز بعض مراجع الهندسة والطبيعة بين اصطلاحين، يوجد عزم اللى مــع كل من قوة الازدواج أو حركات اللف حيث أنها صعبة التحديد بمتجه قــوة ونقطة تطبيق منفردة. من خلال عالم البيوميكانيك استخدام الاصطلاحين قابل للتبديل ونحن نستخدم كلا الاصطلاحين فى هذا المصنف.

تأثير الدوران الكينماتيكى بالضبط لتطبيق عزم اللى يــتم بترجمــة قوانين الحركة لنيوتن، أول الاثنين التى توضح كمية الحركة الزاويــة فــى غياب أو حضور اللى. فى غياب تطبيق اللى (Torque) الجسم الدائر يستمر لدوران بكمية حركة زاوية ثابتة، مشابه لقانون القصور الذاتى فى الحركــة

الخطية. تحدد كمية الحركة الزاوية ويرمز لها بالرمز L، كناتج لعزم قـوة القصور الذاتى لكتلة الجسم ويرمز لها بالرمز I، وسرعته الزاوية ويرمز لها بالرمز ω، حيث أن $L = I\ \omega$. وحدة كمية الحركة الزاوية هى كجـم.م٢/ث ($kg\ m^2/s$) عندما يطبق عزم القوة على جسم صلب تتغير كميـة الحركـة الزاوية حيث أن $M = dL\ /\ dt$، حيث أن dL/dt هو مشتقة كمية الحركـة الزاوية بالنسبة للزمن. وهذه تعرف بمعادلة أيولير، وهى الزاوية الملائمـة للقوة = الكتلة × العجلة ($F = m\ a$)، التى أظهر نيوتن منشـأها $F= dp/dt$ حيث أن dp/dt مشتقة كمية الحركة الخطية (P) بالنسبة للـزمن للجـزء أو الجسم الصلب. فى الحالة الخطية، أى تغير فى السرعة (العجلـة) محتمـل حدوثه فقط لأن كتلة الجسم الصلب ثابتة، فى الحالة الزاوية، إذا كان عـزم القصور الذاتى للكتلة I ثابت تصبح معادلة أيولير Euler $M = I\ \alpha$ حيث أن α العجلة الزاوية لدوران الجسم. على أية حال، عند قياس جسـم الإنسـان، ممكن تغيير شكله وعندئذ يمكن تغيير عزم القصور الذاتى بالإضافة لـذلك، يحتم التشكيل الأكثر عمومية لمعادلة أيولير التغير فى الحركة الزاوية (أكثر من العجلة) أفيد، إذا فكرنا فى أن كتلة الجسم لم تتغيـر. تـذكر أن إتمـام معادلات أيولير للحركة ذات الثلاث أبعاد أكثر تعقيداً ولم نوضـحها هنـا. راجع مراجع الميكانيكا الهندسـية مثـل Beer and Johnson (١٩٧٧م) للوصف الكامل لحالة الأبعاد الثلاثة.

سابعاً : الدفع وكمية الحركة الخطية :

Linear Impulse and Momentum

القانون الثانى لنيوتن ($F = m\ a$) يمكن تطبيقه لحظياً أو عند الأخذ فـى الأعتبار القوة المتوسطة. عندما يرغب الباحث معرفة تأثير القوة التى تتنوع لنهاية تأثيرها، تصبح علاقة الدفع- كمية الحـركة أفيـد. هذه العلاقة اشتقت مباشـرة

من قانون نيوتن الثانى كما ذكرنا سابقاً أنها تعتبر أصلاً كعلاقة بين القوة وكمية الحركة. فى وقت عدم استخدام مصطلح كمية الحركة فضل نيوتن التبديل للكمية القياسية للحركة. بالنسبة للاشتقاق الميكانيكى لعلاقة الدفع-كمية الحركة للقوى بدأت بقانون نيوتن للعجلة :

$$F = m\,a = m\,\frac{dv}{dt} \qquad (1)$$

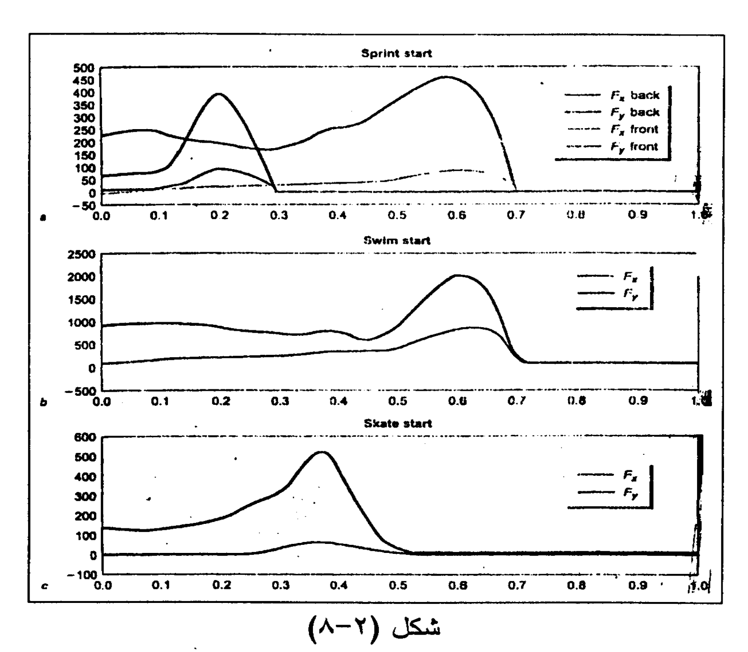
بضرب طرفى المعادلة (1) تصبح المعادلة :

$$F\,dt = m\,d\,v \qquad (2)$$

بتكامل طرفى المعادلة (2) تتضح العلاقة بين الدفع - كمية الحركة

$$\int F\,dt = m\,d\,v_{Final} - m\,d\,v_{initial} \qquad (3)$$

حيث أن طرف المعادلة الأيسر هو الدفع الخطى لمحصلة القوة F، ويمثل الطرف الأيمن للمعادلة التغير فى كمية الحركة الخطية للكتلة m، $m\ v_{Final}$، $m\ v_{initial}$ = نهاية وبداية كمية الحركة الخطية للجسم على التوالى. وحدة الدفع الخطى نيوتن.ثانية (N.s) التى تناسب اتجاهياً لوحدة كمية الحركة الخطية كجم.م/ث (kg m/s). لذلك، دفع القوة الخطى يحدد كتكامل للقوة لنهاية زمن تأثيرها، ويغير هذا الدفع كمية حركة الجسم. بيانياً الدفع الخطى هو المساحة تحت مسار القوة. يعرض الشكل (٢-٨) أن (a) زيادة مدى القوة، (b) زيادة زمن القوة، (c) زيادة كلا زمن الدوام والمدى، (d) زيادة رقم الدفوع (مثل تكرار الدفوع) يزيد الدفع على الجسم.



شكل (٢-٨)

الدفع الأفقى (Fx) والدفع الرأسى (Fy) للبداية من اللوحات الخلفية المجهزة للوحة البدء بالمضمار (a) من بداية منصة القوة الموضوعة على لوحة البدء فى السباحة، (b) منصة القوة الموضوعة على زحافة التزحلق على الجليد، (c) الإحداثى نسينى يمثل الزمن بالثانية، الإحداثى الصادى يمثل القوة بالنيوتن.

ثامناً : قياس القوة، الدفع الخطى، والعزم :

Measured Forces, Linear Impulse, and Moment

يمكن استخدام علاقة الدفع- كمية الحركة لتقييم تأثير القوة فى تبديل كمية الحركة أو سرعة الجسم. على سبيل المثال، أداء الفرد البدء فى العـــدو Lemaire and Robertson (١٩٩٠ب)، أو الســـباحة Robertson and Stewart (١٩٩٧م) حاولا تطبيق قوى رد الفعل الأفقية لبدء حركة أفقيـــة، أمكن تحديد فعالية البدء بمجسمات قادرة على تسجيل تلك القـــوى. يعـــرض

الشكل (٢-٩) الدفوع الأفقية للبدء من لوحات البدء المجهزة فى المضمار Lemaire and Robertson (١٩٩٠ب)، ووضعت منصة القوى على لوحة البدء للسباح عن Robertson and Stewart (١٩٩٧م)، ومنصة القوى المطمورة فى سطح زحافة الجليد عن Roy (١٩٧٨م). كما يعرض الشكل (٢-٩) تكامل المساحة والتقسيم بواسطة كتلة الرياضى لتحديد التغير فى السرعة الأفقية للرياضى. لاحظ أنه سلم بأن مع نماذج تلك المهارات أن السرعة الابتدائية تساوى صفر، والتى تتطلب من أجل تلك المهارات، اعتبار البدء الذى يعوق الرياضى من نوع أخر زائف. هذه المتطلبات غير ممكنة فى البدايات الحقيقية، حيث تسمح للرياضى امتلاك بدء العدو. يقيس الباحث فى كل حالة سرعة الرياضى قبل البدء فى تطبيق القوة. وبالتالى من أجل إعطاء الدفع، تكون سرعة الفرد قبل الدفع :

$$V_{Final} = \frac{\int_{t_{initial}}^{t_{Final}} F_x dt}{m} + V_{Initial}$$

حيث أن m = كتلة الفرد، $V_{Initial}$ = السرعة الابتدائية (وتساوى صفر إذا كان البدء من الثبات)، بسط الكسر هو الدفع للقوة الأفقية– وهو المساحة تحت منحنى رد فعل القوة الأفقية– من زمن البداية $t_{Initial}$ حتى زمن النهاية t_{Final}.

نفس التطبيق فيما يتعلق ببحث الوثب لأعلى أو الهبوط من الوثب، الذى فيه إشارات منصة القوة الرأسية تتكامل لنهاية الزمن للحصول على التغيرات فى كمية الحركة الرأسية للواثب. فى حالة الوثب من الوقوف، تكون السرعة الابتدائية للواثب صفر، لذلك يمكن قياس سرعة الارتقاء للواثب مباشرة من إشارات منصة القوة (مثلاً: يكافئ التغير فى السرعة لسرعة الارتقاء). هناك اختلاف بسيط جداً فى معادلة الدفع الرأسى بسبب

منع الجاذبية الحصول على السرعة الرأسية. وتصبح معادلة السرعة الرأسية كما يلى :

$$V_{Final} = \frac{\int_{t_{initial}}^{t_{Final}} (F_y - 1N)dt}{m} + V_{Initial}$$

حيث أن IN = وزن الفرد بالنيوتن، $V_{Initial}$ = السرعة الرأسية الابتدائية (تساوى صفراً إذا بدأت الحركة من الثبات). F_y = قوة رد فعل الأرض الرأسية (GRF). بالطبع هذه المعادلة تطبق فقط إذا عملت جميع القوى ضد منصة القوة. فمثلاً، إذا أحد قدمى الفرد بعيدة عن منصة القوة، السرعة الرأسية سوف تكون رهن التقدير. بالمثل، من المسلم به أن الجزء من الجسم الذى لا يعمل ضد الأرض أو البيئة الخارجية، إذا حدث ذلك يجب استخدام تجهيزات إضافية للقياس.

تطبيقات أخرى لعلاقة الدفع- كمية الحركة. تتضمن مناشط مثل التجديف Rowing، الجولف Golf، الجمباز الفنى، الدراجة Cycling، التى فيها تطبق القوة بواسطة اليدين أو القدمين يمكن تقاس بواسطة عناصر إحساس القوة لقياس كمية دفوعها. مرة أخرى، يمكن قياس كمية فعالية القوة مباشرة بتطبيق تكامل القوة لنهاية الزمن. أبسط طريقة لحساب تلك التكاملات هى استخدام تكامل ريمان Riemann Integration فى هذه الطريقة، تجمع إشارات القوة من القياس إلى الرقمى (AID) بمحول مضاف للحاسب وبعد ذلك يضرب المجموع بواسطة عينة فترة (Δt). إذا كان معدل عينة إشارة القوة ١٠٠ هـ.ت (100 Hz.)، تكون العينة الفترية ٠,٠١ ث. معادلة التكامل لريمان هى :

$$Impulse = \Delta t \sum_{i=1}^{n} F_i$$

حيث أن F_i = عينة القوى، n= عدد عينات القوة، لزيادة دقة التكامل يستخدم تكامل شبه المنحرف

$$Impulse = \Delta t \left(\frac{F_i + F_n}{2} + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right)$$

بالتأكيد يكون ذلك نصف مجموع المجموع الأولى والأخيرة المضافة لمجموع بقاء زمن دوام عينة القوى.

يمكن استخدام مدخل بسيط الاختلاف لملاحظة التغيرات اللحظية فى نتائج سرعة التطبيق. نبدأ بتحويل GRFs إلى مسارات العجلة عن طريق تقسيم كتلة الفرد عند كل لحظة فى الزمن. قوة رد الفعل الرأسية يجب أن تقل عن طريق طرح وزن الفرد

$$a_y = F_y / m$$
$$a_y = (F_y - W) / m$$

لاحظ أن الوزن يجب أن يكون دقيقاً جداً، ومن جهة أخرى هناك خطأ يستمر لنهاية عملية التكامل. الحل الأفضل هو تسجيل مرحلة خالصة فورية قبل بدأ الدفع من التى يمكن لوزن الفرد تحديدها. وهى تحدث حيث يسجل وزن الجسم عن طريق التنوع المعتمد على منصة القوة حينما توضع القدمين.

تمتلك تلك النماذج للعجلة نفس شكل خصائص القوة بسبب امتلاك كونها مقاسة بواسطة كتلة ثابتة. بعد ذلك يتكامل مسار العجلة للحصول على مسار مسارات السرعة عن طريق تكرار توالى إضافة التغيرات فى السرعة. مسارات السرعة تحسب عن طريق تكرار تطبيق المعادلة التكاملية التالية :

$$v_i = v_{i-1} + a_i (\Delta t)$$

حيث أن v_i = السرعة عند الزمن i، v_{i-1} = زمن السرعة البينية السابقة، a_i = العجلة، Δt = عينة الزمن البينية. تسمى السرعة الابتدائية الأولى ثابت التكامل فى حساب التفاضل والتكامل، يجب أن تكون معلومة. إذا بدأ النشاط استاتيكياً (بالثبات)، فإن السرعة الابتدائية تكون صفر، ولم يبدأ من الثبات إذن يجب على الباحث حساب أو قياس السرعة الابتدائية بنظام آخر. كمثلاً التصوير بالفيديو Videography. بنفس الأسلوب نظرياً التكامل الثانى للقوة يمكنه توضيح إزاحة الجسم. عملية التكامل تستخدم تكرار حساب السرعة المنفردة للحصول على مسار السرعة، التى تنتج وضع ابتدائى آخر يمثل ثبات الفرد. من أجل التبسيط، نحن يمكن نقرر أن الوضع الابتدائى صفر، وبعد ذلك نحدد الإزاحة (S_i) التى تحدث بعد بدأ التكامل. حيث تكون $S_i = S_{i-1} + v_i (\Delta t)$، حيث أن v_i = السرعة المحسوبة من التفاعل السابق للمعادلة.

لاحظ أن عملية التكامل يمكن أن تصبح غير متاحة إذا ظهرت مشاكل آلية.

تاسعاً : كمية الحركة الخطية لأجزاء الجسم والجسم كله :

Segmental and Total Body Linear Momentum

عند تحليل حركة جسم الإنسان، يتعذر قياس القوة الخارجية المؤثرة عليه مباشرة. إلا أنه يمكن حساب كمية الحركة بطريقة غير مباشرة من العلامات الكينماتيكية للجسم وحساب مراكز ثقل كتل أعضائه. عند معرفة مركز ثقل العضو تصبح مسألة ضرب متجهات السرعة بواسطة كتل الأعضاء سهلة نسبياً. حيث تصبح :

$$\vec{P} = m\,\vec{v}$$ أو

$$P_x = m\,v_x,\; P_y = m\,v_y,\; P_z = m\,v_z$$

حساب مجموع كمية حركة الجسم يكون أيصد سهل بادخال البيانات الضرورية، لإمكانية جمع كمية الحركة اتجاهياً. لذلك فإن كمية الحركة هى مجموع كميات الحركة لأجزاء الجسم حيث أنها :

$$\vec{P}_{total} = \sum_{S=1}^{S} m\,s\,\vec{v}\,s$$

حيث أن ms = كتل العضو، $\vec{v}$ = متجه سرعة مركز ثقـل العضـو، S= مجموع عدد الأعضاء. تكون مصادر القياس :

$$P_{total\ x} = \sum_{S=1}^{S} ms\ V_{sx}$$

$$P_{total\ y} = \sum_{S=1}^{S} ms\ V_{sy}$$

$$P_{total} = \sum_{S=1}^{S} ms\ V_{sz}$$

لا يستخدم غالباً هذا المقياس فى الميكانيكا الحيويـة لأنـه يتطلـب تسجيل جميع كينماتيكا أعضاء الجسم، التى الحصول عليها بالضبط صـعب وبخاصة فى الثلاث أبعاد. على أية حال، هـذا التكنيـك يسـتخدم لدراسـة ديناميكية الجسم فى الهواء، كما فى الوثب الطويـل (Ramey 1973a, b)، الوثـب العـالى (Dapena 1978)، والغطـس (Miller 1970, 1973)، (Miller & Sprigings, 2001). فى هذه الحالات، يحدث الاحتفاظ بكمية الحركة فى الاتجاه الأفقى وتقل كمية الحركة بالنبعية فى الاتجـاه الرأسـى بسبب الجاذبية.

الدفع وكمية الحركة الزاوية : Angular Impulse and Momentum

الدفع الزاوى وكمية الحركة الزاوية هى الدوران المرادف للدفع الخطى وكمية الحركة الخطية. وهى تشتق من معادلة أيولير ($M= I\ \alpha$) وبنفس نمط الخطية $F= m\ a$. حيث يمكن إعادة صياغة معادلة أيولير لتصبح $M= dL/dt$ حيث أن dL/dt = مشتقة كمية الحركة الزاوية بالنسبة للزمن ($L= I\omega$) فيما يتعلق بترتيب نتائج معادلة أيولير فى $M\Delta t= \Delta I\omega$. تعطى محصلة عزم القوة، M_R تأثير على أى جسم، لنهاية زمن تكامل توضح الدفع الزاوى المطبق على الجسم. حيث تكون :

$$\text{Angular impulse} = \int_{t_{initial}}^{t_{Final}} M_R\, dt$$

حيث أن $t_{Initial}$، t_{Final} = تحدد فترة دوام الدفع بالثانية، حيث تعطى كمية الحركة الزاوية بنظام الأعضاء الصلبة L، ويمكن كتابة علاقة الدفع– وكمية الحركة الزاوية كما يلى :

$$L_{Final} = L_{Initial} + \text{angular impulse}$$

حيث تكون، كمية الحركة الزاوية لنظام قبل الدفع الزاوى معادلة لكمية الحركة الزاوية للنظام بعد الدفع المضاف للدفع الزاوى. لاحظ أن نظام عزم القصور الذاتى ربما يمتلك قيم مختلفة قبل وبعد دوام الدفع، يعتمد على التشكيل العضوى. لا تتشابه الكتلة الثابتة المسلم بها فى الحركة الخطية، العزم الدورانى للقصور الذاتى يمكن يختلف من لحظة لأخرى. كمثال لاعب الغطس أو الجمباز فى وضع استقامة الجسم يمتلك أكثر ١٠ أمثال عزم قصور ذاتى من الوضع المكور. لذلك تتنوع تأثيرات الدفع الزاوى بتغير فى عزم القصور الذاتى للجسم. هذا العامل يؤخذ فى الاعتبار عند حساب مساهمة أجزاء الجسم الصلب فى نظام السلسلة للأجسام الصلبة فى كمية الحركة الزاوية للجسم كله. كل عضو يساهم باصطلاحين فى كمية الحركة

الزاوية للجسم كله، أحد الاصطلاحات أحياناً يسمى كمية الحركة الزاوية الوضعية Local Angular Momentum وأحياناً أخرى يسمى عزم كمية الحركة Moment of Momentum، أو كمية الحركة الزاوية البعيدة Remote Angular Momentum. الاصطلاح الأول يصف دوران العضو حول مركز ثقله، بينما الاصطلاح الثانى عزم كمية الحركة مسئول عن خلق كمية الحركة الزاوية بواسطة دوران مركز ثقل العضو حول مركز ثقل الجسم كله. هذا الاصطلاح سوف يحدد فيما بعد.

عاشراً : كمية الحركة الزاوية العضوية :

Segmental Angular Momentum

بينما تنتج كتلة وسرعة العضو كمية الحركة الخطية، تكون كمية الحركة الزاوية للعضو (L_s) لدوران العضو حول مركزه هى ناتج عزم قصوره الذاتى وسرعته الزاوية :

$$L_s = I_s \omega_s$$

حيث أن I_s = عزم القصور الذاتى ($k.m^2$) للعضو حول مركز ثقله، ω_s= سرعة العضو الزاوية (rad/s). بالطبع نادر دوران الأعضاء ببطء حول مركز ثقلهم. تحتاج لتحديد كمية الحركة الزاوية للعضو حول محور آخر (مثل، مركز ثقل الجسم كله، أو النهاية القريبة للعضو) إلى عزم كمية الحركة (L_{mofm}). هذا الاصطلاح يأسس على نظرية المحور المتوازى وهى تحدد كما يلى :

$$L_{mofm} = \left[\vec{r}_s \times m_s \vec{v}_s \right]_z = m_s (r_x v_y - r_y v_x)$$

حيث أن (r_y, r_x) = متجه الوضع من محاور الدوران إلى مركز ثقل العضو، m_s = كتلة العضو، (v_y, v_x)= السرعة الخطية للعضو ولاحظ أن الرمز x

يعنـــى أن المتجهـــين مضـــروبين بالتقـــاطع أو نـــاتج متجـــه والرمـــزين $\left[\vec{r}_s \times m_s \vec{v}_s\right]_z$ يعنى أنهما مقيـــاس فقــط للمركبـــة حـــول المحـــور z الموضوع فى الاعتبار.

إحدى عشر : كمية الحركة الزاوية الكلية للجسم :

Total body angular momentum

ربما تتخذ مداخل مختلفة متعددة لنحصل على كمية الحركة الزاويـــة الكلية للجسم. إذا كان الجسم مصنوع من مجموعة أعضاء متصلة (مثل جسم الإنسان)، عندئذ تكون كمية الحركة الزاوية الكلية للجسم هى مجموع جميـــع كميات الحركة الزاوية لأعضائه مضافاً عزم كمية حركته المساعد. مـــثلاً، لحساب كمية الحركة الزاوية للجسم كله (L_{total}) حول مركز ثقل الجسم كله لتحليل فى مستوى تطبق المعادلة التالية :

$$L_{Total} = \sum_{i=1}^{s} I_s \omega_s + \sum_{i=1}^{s} \left[\vec{r}_s \times m_s \vec{v}_s\right]_z$$

حيث أن $\vec{r}_s$ يمثل متجه الوضع المتصل بمركز ثقل الجسم الكلى ومركز ثقل كتلة العضو، وهو يكون $(x_s - x_{total}, y_s - y_{total})$، $\vec{v}_s$ = سرعة مركز ثقل العضو، S = تمثل عدد أعضاء الجسم.

عموماً اصطلاح عزم كمية الحركة أكبر مـــن اصـــطلاحات كميـــة الحركة الزاوية للعضو، لأن عزم القصور الذاتى للعضو دائماً اقـــل مـــن I ($kg.m^2$) بينما كتلة العضو تكون أكبر من I (kg). أكثر من ذلك متجهـــات الوضع للأجزاء الثقيلة الأدنى يمكن تكون كبيرة، وتوالى عبورهـــا ينـــتج سرعة كبيرة نسبياً بمقارنتها بالسرعة الدورانية للعضو.

اثنى عشر : الدفع الزاوى : Angular Impulse

اختيار طريقة تحديد كمية الحركة الزاوية للجسم كله تتوقف على استخدام تأثير القوى الخارجية وعزم القوة على الجسم والدفع الزاوى المنتج. يوضح الشكل (٢-١٠) أربعة أمثلة للقوى الخارجية التى تنتج الدفع الزاوى وتوالى تأثير كمية الحركة الزاوية على الأجسام.

لاحظ أن فى جميع الحالات خطوط تأثير القوى الخارجية لم تمر من خلال مراكز الأجسام. لتحديد إنتاج كمية حركة زاوية كبيرة، يجب أن يقيس الفرد القوى لنهاية الزمن ومتزامنة لتسجيل مسار المكافئ لمركز ثقل الجسم. بالإضافة إلى، يجب تحديد القوى الخارجية لقياس قيمتها واتجاهها ونقطة تطبيقها على الجسم. القوى التى ليس فى حاجة لقياسها هى قوة الجاذبية لأنها قوة مركزية حيث يمر خط عملها بمركز ثقل الجسم ولا يسبب أى عزم دوران.

لذلك يمكننا القول أن الدفع الزاوى هو تكامل عزم محصلة القوة أو تأثير القوة اللامركزية على الجسم بالنسبة للزمن شكل (٢-١١). بينما كمية الحركة الزاوية هى كمية الحركة الدورانية للجسم. وتشكل حسابياً من :

$$\text{Angular Impulse} . \int_{t_i}^{t_F} M_R \, dt$$

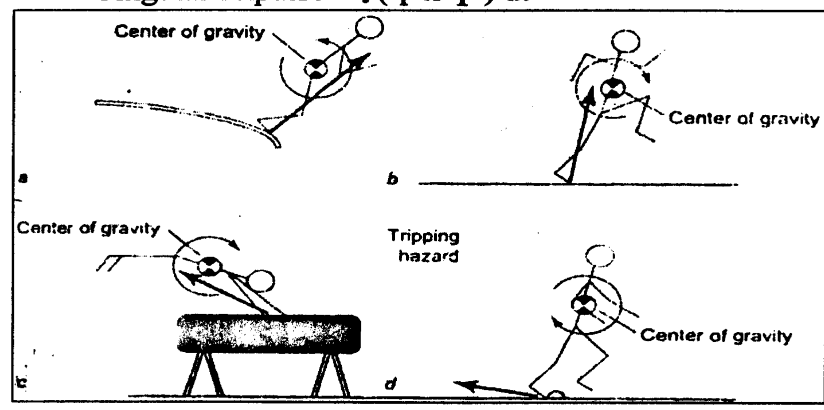
أو إذا عزم القوة M_R يكون ثابت، إذن :

$$\text{Angular impulse} = M_R \, \Delta t$$

حيث Δt = فترة دوام الدفع.

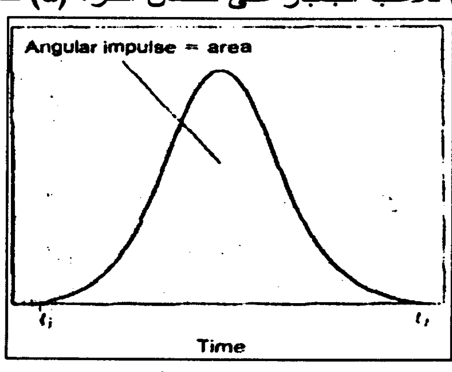
يكون اختيار القياس الكمى للدفع الزاوى إذا كان هناك قوة خارجية منفردة تؤثر على الجسم شكل (٢-١٢) تستخدم المعادلة التالية :

$$\text{Angular impulse} = \int (\vec{r} \times \vec{F})\, dt$$



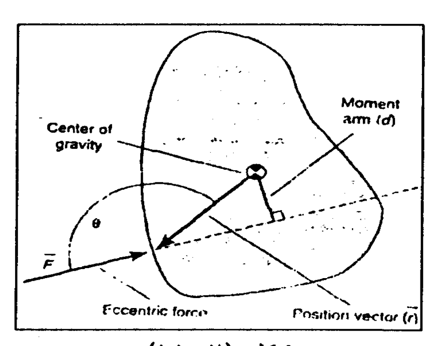
شكل (٢-٩)

أمثلة للقوى التى تسبب دفع زاوى وعزم زاوى، الخط المنحنى يعرض اتجاه تطبيق الدفع الزاوى، المثال (a) للاعب الغطس، و(b) للاعب الوثب الطويل، (c) للاعب الجمباز على حصان القفز، (d) خطوة المشى



شكل (٢-١٠)

تحديد الدفع الزاوية بالمساحة تحت منحنى عزم القوة مقابل الزمن



شكل (٢-١١)

القوة اللامركزية والقدرة على إنتاج الدفع الزاوى

حيث $\vec{F}$ = القوة المطبقة، $\vec{r}$ = متجه الوضع من CG لنقطة تأثير القوة.

لاحظ أن ($\vec{r} \times \vec{F}$) = ناتج تقاطع القوة ومتجه الوضع. فى البعدين مقدار هذا الناتج = $r_x F_y - r_y F_x$ (أنظر مرفق D لنواتج متجهات الثلاث أبعـــاد). إذا كانت القوة مركزية مثل الجاذبية لا يحدث تغيير فى كمية الحركة الزاوية للجسم. هذا مبدأ هام يسمى قانون بقاء كمية الحركة الزاوية، ويطبق عنــدما يكون الجسم فى الهواء (الوضع الحر) والقوة المؤثرة عليه هى فقــط قــوة الجاذبية (مع اهمال قوة مقاومة الهواء).

حالات أخرى تنتج هذا القانون إذا أهملنا أى احتكاك دورانى كمثال الوقوف على منضدة دوران عديمة الاحتكاك أو الوثب على أى سطح ثلجى. لذلك يسلم الفرد للف بكمية حركة زاوية ثابتة، لكن بدون ضـــرورة ثبـــات السرعة الزاوية. معدل لف الفرد (السرعة الزاوية) ربما تزيد أو تقل، علـــى التوالى، بواسطة اقلال أو زيادة عزم القصور الذاتى الكلى للجســم خـــلال

حركات الأعضاء. ينص قانون بقاء كمية الحركة الزاوية على بقـــاء كميـــة الحركة الزاوية للجسم كله (L_{total}) ثابتة حول أى محور بينما العزم المطبق يساوى صفر وتكون محصلة القوة قوة جاذبة مركزية :

$$L_{total} = Constant$$

أغلبية الباحثين الذين حاولوا قياس قيمة كمية الحركة الزاوية ركزوا على دراسة حركات الرياضى فى الهواء، مثل الغطس عن (1970, 1973) Miller، Murtaguh & Miller (2001)، شكل الانزلاق عـــن Albert and Miller (1996)، الوثب الطويـــل عـــن Lemaire & Robertson (1990a)، Ramey (1973a, 1973b)، الجمباز عن Gervais & Tally (1993)، Kwan (1996) والترامبولين عن Yeadon (1990a, 1990b).

الثالث عشر : قياس القوة : Measurement of Force

هناك أدوات كثيرة متعددة متاحة لقياس القوة وعزم القـــوة. تســـمى جميع هذه الأدوات بالمحولات Transducers نحن قسمناها إلى منصة القوة Force platform، مجسات توزيـــع الضـــغط Pressure Distribution Sensors، مجسات تطبيق القوة الداخليـــة Internally Applied Force Sensors، اكتشافات الأيزوكينتيك Isokientic devices.

أ- محولات القوة : Force Transducers

تعاملنا فى معظم مناقشتنا مع التأثيرات التى سببتها القـــوى قـــدمت لجزء أو لجسم صلب، حقيقة عرض أى عضو أو الجسم الصلب فى حضور قوة مطبقة عليه يكون تقريباً. لأن جميع الأشياء تشوه إلى حد معين، عرفنـــا الجسم الصلب(بعد كل الجزئيات) موقعها ثابت نسبة إلى بعضـــها الـــبعض)

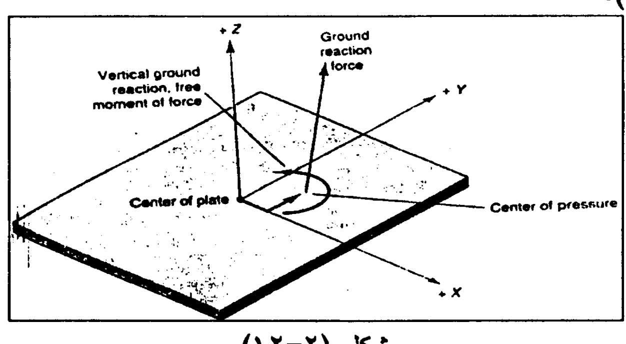
ليس صحيح تماماً. فى العديد من الحالات يرتبط خطياً تغير الصلابة بتغير الشكل.

علاوة على ذلك هذا التغير فى الشكل (التشويه) يمكن أن يكون مفيداً للميكانيكيين لأنه يسمح لهم بقياس القوى التطبيقية التى تستخدم محولات القوة. إحساس عناصر الأنواع المختلفة يمكن أن تلتزم به للوصول إلى مواد مشوة. عند تطبيق قوة، تسجل عناصر الإحساس الكمية المشوة للمادة. نموذجياً عناصر الإحساس لها خصائص كهربية على سبيل المثال عناصر المقاومة يمكن أن تعمل كالمقاومات ضمن دائرة مثل جسر Wheatstone. بسبب توشيه (تغيير شكل) التغيرات الهيكلية والهندسية فى المقاومات تعدل مقاومتها الكهربية. وهذا التغيير فى تعديل المقاومة يتناسب مع هبوط الفولطية فى الدائرة الكهربية. عناصر Piezoresistive مستند على مواد شبه الموصلة مثل السليكون وأكثر حساسية من مواد المقاومة العادية. لأن القوة، التشويه، والمقاومة، والفولطية ترتبط مباشرة بمعرفة تلك العلاقة وتسمح للفرد لحساب القوة المطبقة بقياس تغير الفولت فى مثل هذه الدائرة.

وبالرغم من إمكانية استخدام هذه الطرق باختلاف أنواعها فى تصميم أجهزة قياس القوة فى المجال الرياضى إلا أن الأجهزة التى تعتبر أكثر انتشاراً فى الوقت الحالى تلك الأجهزة التى تسير على أساس التوتر (طرق القياس بالاستطالة) وتسمى بمنصات القوى. وفيما يلى سوف نستعرض بعض هذه الأنواع الشائعة الاستخدام، من منصات القوى فى مجال دراسة المهارات الحركية فى مجال البيوميكانيك.

ب- منصة قياس القوة : Force Platform

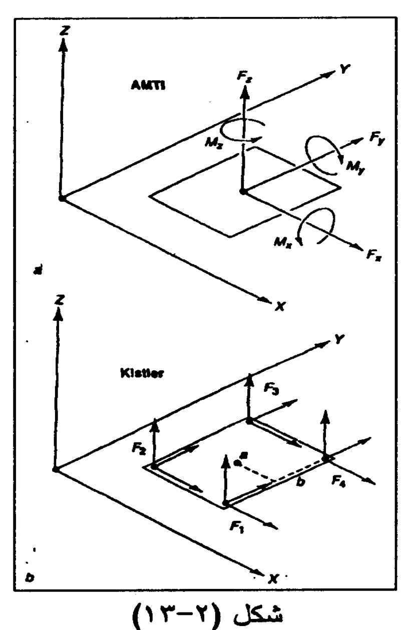
النوع الأكثر انتشاراً لمحولات القوة فى البيوميكانيك هو منصة القوة المستخدمة لدراسة حركة المشى وهى مصممة لقياس القوة المؤثرة على جسم الإنسان فى كلا الاتجاهين الرأسى والأفقى خلال حركة المشى، وتتركب من لوح المشى وهو مرتكز على أربع أعمدة مثبتة فى القاعدة الثابتة للمنصـــة، ومثبت ١٢ مقياس اجهاد لقياس مقادير الاجهادات الناجمة من القوى المختلفة التأثير على المنصة على كل عمود من الأعمدة الأربعة كما فى شـــكل (٢-١٢ أ، ب).



شكل (٢-١٢)

(أ) منصة القوى المستخدمة فى تحليل حركة المشى، (ب) هندسة القوى ووحدات القياس المستخدمتين فى تسجيل القوى ووحدات القياس المستخدمتين فى تسجيل القوى المسببة لحركة الإنسان (د) الدوائر الكهربية المختلفة المستخدمة فى قياس خواص حركة جسم الإنسان على منصة القوى

والنوع الثانى الأكثر انتشاراً لقياس القوى هو منصات القوى ثلاثيـــة الأبعاد، وهى عبارة عن ثلاث منصات مرتبة فوق بعضها البعض، المنصتان السفلية والمتوسطة مثلثتا الشكل بينما المنصة العليا مستطيلة الشكل كما فـــى شكل (٢-١٣ أ، ب).



شكل (٢-١٣)
تركيب منصة القوى الثلاثية

ولكل من المنصتين المثلثتين إمكانية الدوران حول محـــور منطبـــق على أحد جوانبها الثلاثة بحيث أن محور الدوران (أ، أ) للمنصـــة الســـفلى، (ب، ب) للمنصة المتوسطة متعامدان.

ويتضح في شكل (٢-١٣ب) أن المنصة السفلى محملة على مقياس القوى المثبت عند رأسها المواجه لمحور دورانهـــا (أ، أ)، بينمـــا المنصـــة المتوسطة فمحملة على المقياس المثبت في مقابـــل المحـــور (ب، بَ) أمـــا المنصة العليا فهي مثبتة على المنصة المتوسطة بواســـطة مقـــاييس القـــوى

الأربعة $م_3$، بحيث أن مجموع قراءات هذه المقاييس تعطى مقدار أى قوة رأسية ق ص مؤثرة على المنصة العليا.

ولتحديد نقطة تأثير القوى الرأسية $ق_{ص}$ (F_y) يستخدم المقياسين $م_1$ (m1)، $م_2$ (m2) حيث أنهما يقيسان عزم هذه القوى حول المحوران (أ، أ)، (ب، ب) وذلك وفق العلاقات التالية :

$ق_1 = د_2\ ق_{ص} / ل_2$ (١)

$ق_2 = د_1\ ق_{ص} / ل_1$ (٢)

حيث أن $ق_1$، $ق_2$ = ردود الفعل المؤثرة على المنصات الكلية واللتان يوازيان عزمهما عزم القوة، $د_1$، $د_2$ = إحداثيات نقطة تأثير القوة $ق_{ص}$ متماسان بالنسبة للمحاور (أ، أ)، (ب، ب)، $ل_1$، $ل_2$ = أبعاد نقطة تأثير لقوى $ق_1$، $ق_2$ من محاور الدوران (أ، أ)، (ب، ب).

وبمعلومية مقدار القوة الرأسية $ق_{ص}$ ومقدار ردود الأفعال $ق_1$، $ق_2$ من محاور الدوران (أ، أ)، (ب، ب).

وبمعلومية مقدار القوة الرأسية $ق_{ص}$ ومقدار ردود الأفعال $ق_1$، $ق_2$ فإنه يمكن عن طريق المعادلتين (١)، (٢) حساب إحداثى نقطة تأثير القوة $ق_{ص}$ وهما $د_1$، $د_2$.

الملخص : Summary

فى هذا الفصل عرضنا قواعد مفاهيم فهم قوانين نيوتن للحركة وكيفية استخدامها فى دراسة حركة جسم الإنسان، وبالنسبة لأهمية مفهوم تطبيق القوة على الأجزاء وعزم القوى المطبقة على الأجسام الصلبة وتأثيرات الحركة الخطية والزاوية. وتقديم التمثيل البيانى الحر للجسم كطريقة لرؤية نظم فعل القوى. وشرح قياس القوى واشتمل على محولات

القوة الأكثر انتشاراً المستخدمة فى البيوميكانيك. ويستطيع القارئ فهم كيف نفسر القوى فى بحث البيوميكانيك وقدرته على السيطرة على قياس القوة وعزم القوة إذا كان أعداد أجهزتها متاح.

اختبر معلوماتك

١ اشرح كيف يمكن الاستفادة من تطبيق القانون الأول لنيوتن فى أداء المهارات الرياضية؟

٢ اشرح كيف يمكن الاستفادة من تطبيق القانون الثانى لنيوتن فى أداء المهارات الرياضية؟

٣ اشرح كيف يمكن الاستفادة من تطبيق القانون الثالث لنيوتن فى أداء المهارات الرياضية؟

٤ - "يعتبر التمثيل البيانى الحر للجسم مفيد فى رؤية المشكلة الميكانيكية". ناقش العبارة السابقة فى إطار ما يلى :

- الأشكال العديدة لتركيب التمثيل البيانى الحر للجسم.

٥ - عندما تكون قوة الفعل رأسية للواثب مقدارها ١٩٠٠ نيوتن ووزنه ٧٠٠ نيوتن، أثبت أن عجلة مركز ثقل كتلة الواثب عند هذه اللحظة ١,٧٠ م/ث^{٢}؟

٦ - اشرح كيف يمكن الاستفادة من الاحتكاك وأداء المهارات الرياضية؟

٧ - اشرح كيف يمكن حساب القوة والدفع الخطى والعزم؟

٨ - اشرح كيف يمكن قياس القوة؟

المراجع

١- إيهاب عادل عبد البصير على: (٢٠٠٥م)، تطبيقات عملية فى الميكانيكا الحيوية للمهارات الرياضية، المتحدة للطباعة والتصوير، ص(٣٢-٦١).

٢- عادل عبد البصير على: (١٩٩٨م)، الميكانيكا الحيوية والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، ط٢، مزيدة ومنقحة، مركز الكتاب للنشر، ص(١٦٤-١٧١).

٣- عادل عبد البصير على: (٢٠٠٤م)، التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان (أسسه وتطبيقاته)، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، الإسكندرية، ص(١٣٩-١٥٠).

٤- عادل عبد البصير وإيهاب عادل عبد البصير : (٢٠٠٦م)، التحليل البيوميكانيكى والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، لوران الاسكندرية، ، ص(٨٤-١١٧)، (١٢١-١٣١).

5- Beer, E.P., and E.R. Johnston, Jr.: (1977), Vector mechanics for engineers: Statics and dynamics, 3rd ed., Montreal: McGraw- Hill.

6- Hamill, J., & K.M. Knutzen: (1995), Biomechanical basis of human movement. Baltimore: Williams & Wilkins.

7- Hay, J.G.: (1978), The biomechanics of sports techniques, second ed., U.S.A, P (66-78).

8- Miller, D.I. & Nelson, R.C.: (1973), Biomechanics of sport. A Research Approach, Lea & Febiger, Philadelphia, P(39-85).

9- Plagenghoef, S.: (1971), Patterns of human motion: A cinematographic analysis, Englewood Cliffs: Prentice-Hall.

10-Robertson, E., D.G. Graham, E.C., Joseph, H. Gary, Kamen, Saunders, N.W. (2004), Research Methods in Biomechanics, Human Kinetics, U.S.A., P(9-11), (73-80).

11-Winter, D.A. (1990): Biomechanics and motor control of human movement, 2nd ed., Toronto: John Wiley & Sons.

12-Zatsiorsky Vladimir M.: (1998), Kinematics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics, U.S.A.

الفصل الثالث

الديناميكا المعكوسة للبعدين

Two- dimensional Inverse Dynamics

الفصل الثالث

الديناميكا المعكوسة للبعدين

Two- dimensional Inverse Dynamics

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادراً على معرفة :

١- ماهية الديناميكا المعكوسة للبعدين.

٢- عملية الديناميكا المعكوسة لتحليل الحركة المستوية.

٣- الطريقة القياسية للحساب الرقمى للكيناتيكا الداخلية للحركات المستوية لجسم الإنسان.

٤- مفاهيم الحركة المستوية العامة.

٥- الطريقة الجزئية لتحليل الفروق الفردية لمركبات أى نظام أو لأعضاء جسم الإنسان.

٦- كيف تساعد الديناميكا المعكوسة بحث ميكانيكا المفصل.

٧- فحص تطبيقات الديناميكا المعكوسة فى دراسة الميكانيكا الحيوية.

تمهيد : Review

بدأ العمل فى استخدام الديناميكا المعكوسة لحركة جسم الإنسان منذ عام (١٨٨٥م) واستمر حتى عام (١٩٠٤م)، عن طريق ويلهيلم وبراون Wilhelm & Braun وأوتو فيشر Oto Fischer وعدل هذا العمل Herbert Elftmen فى دراسته لحركة المشى عام (١٩٣٩م أ)، (١٩٣٩-

ب)، والجرى فى عام (١٩٤٠م) وتبع ذلك أبحاث تحليلية حتى بريرلر وفرانكيل Bresler & Frankel (١٩٥٠م) (٥) وكانت أفضل هذه الدراسات دراسة حركة المشى فى الثلاث أبعاد.

وفى عام (١٩٥١م) وسع Berry & Bresler هذا المدخل ليشمل إنتاج القدرات عن طريق رسغ القدم والركبة، وعزم الفخذ خلال المشى العادى ومستوى المشى. ولأن مدخل مقياس عزم القوة لبيررلير وفرانكيل كان ضد قوانين نيوتن أو الكادر المرجعى المطلق، لم يمكنه تحديد مساهمة ثنى المفصل ومده مقابل التقريب والتبعيد.

وتواصلت دراسات قليلة للديناميكا المعكوسة لحركة جسم الإنسان حتى عام (١٩٧٠م) حيث ظهر إنتاج منصات القوى لقياس قوى رد فعل الأرض (GRFs) خلال خطوة المشى والحاسب الآلى غالى الثمن لتجهيز عملية القدرة الضرورية لمساندة البحث الجديد.

والتطور الآخر المهم الذى حدث حديثاً هو البرامج الأوتوماتيكية وتصف الأوتوماتيكية لنظم تحليل الحركة المبنية على تكنولوجيا كاميرات التصوير بالفيديو أو الأشعة فوق الحمراء، التى اختصرت زمن عمليات الحصول على بيانات الحركة بصورة مذهلة.

وقد تمت دراسات الميكانيكا المعكوسة على سبيل المثال على الحركات المختلفة مثل الرفع McGill & Mora Lifting (١٩٨٥م)، الانزلاق Koning, deGroot & Van Ingen Skating (١٩٩١م)، مسابقة الجرى White & Winter (١٩٨٥م)، والعدو Sprinting Stefany Shyn Jumping (١٩٨٩م)، الوثب Lemawe & Robertson Robertson & Fòrtin Rowing (١٩٩٨م)، التجديف & Nigg (١٩٩٤م)، Smith (١٩٩٦م).

وأود التنويه إلى أن الديناميكا المعكوسة لا تطبق على كثير من الحركات الأساسية مثل السباحة والانزلاق على الجليد بسبب القوى الخارجية المجهولة للماء والجليد وربما فى المستقبل البحث يمكنه حل هذه الصعوبات.

لذلك سوف يركز هذا الفصل على توضيح ماهية الديناميكا المعكوسة، وعملية الديناميكا المعكوسة لتحليل الحركة المستوية، وعرض الطريقة القياسية للحساب الرقمى للكيناتيكا الداخلية للحركات المستوية لجسم الإنسان ووصف مفاهيم الحركة المستوية والقاء الضوء على طريقة التحليل الجزئية للفروق الفردية لمركبات أى نظام أو لأعضاء جسم الإنسان، والتركيز على كيف تساعد الديناميكا المعكوسة دراسة ميكانيكا المفصل، وفحص تطبيقات الديناميكا المعكوسة فى دراسات الميكانيكا الحيوية.

أولاً : ماهية الديناميكا المعكوسة :

الديناميكا المعكوسة هى نوع خاص من الميكانيكا الذى يصل مجالات الكينماتيكا والكيناتيكا. وهى العمليات التى بواسطتها يتم التحديد غير المباشر للقوى وعزم القوى من الخصائص الكينماتيكية والقصور الذاتى لحركات الأجسام. وتطبق أساساً الديناميكا المعكوسة أيضاً على الأجسام الثابتة، ولكن عادة تطبق على الأجسام المتحركة.

وهى تشتق من القانون الثانى لنيوتن حيث محصلة القوة جزئياً معلومة والقوى مجهولة. وتأخذ القوى المجهولة مركب شكلى فردى للقوة الخالصة حيث يمكن عندئذ حلها. وتحدث نفس العملية لعزم القوى لدرجة أنه يمكن حساب أى عزم خالص منفرداً للقوة.

الخطوة الأولى لتسهيل الحالة المعقدة شكل (٣-١) هى استبدال كل قوة حيث تعمل عبر رسغ القدم مع القوة المكافئة لها وعزم القوة حول

المحور المشترك. يوضح شكل (٣-١) هذه الحالة. تذكر أن القـــوى التـــى تعمل على خط واحد حيث تمر من خلال مركز مفصل رسغ القدم لا تنـــتج عزم لها حول المفصل. لذلك، التركيبات الرئيسية التى تساهم فى عزم القوى قوى العضلة. مساهمة قوى الوتر والعظمة على العظمة عـــادة فـــى القـــوة الخالصة تجريبياً عن طريق رسغ القدم تأتى فى عزم قوة رسغ القدم عنـــدما يكون رسغ القدم عند نهاية مداها الحركى.

اتصال العضلات فى مثل حالة تأثير دورانها حول المفصل يكـــون مدعم، ومعظمها تمتلك ميزة الرافعة من النوع الثالث لرفع سرعة الحركـــة. لذلك اتصال العضلات الحقيقى لدرجة أنها تعبر مباشرة فوق محـــور دوران المفصل يتسبب فى إزالة قدرتها على توليد عزم حول المفصل. وبمعنى آخر الأوتار غالباً تعبر محاور المفصل لأن دورها الرئيســـى تثبيـــت المفاصـــل ببعضها أكثر من توليد دوران الأعضاء المتصلة. على أية حال هى تعمـــل على توليد عزم القوة عندما تقترب أو يصل مدى حركة المفصل من حدوده. فمثلاً: عند الركبة الأوتار الرابطة تمنع دوران التقوس واســـتدارة الأوتـــار لإعاقة المد الزائد. غالباً الأوتار والتمعظم تنتج أساساً قوة مزدوجـــة لمنـــع المغالاة فى الدوران كما فى عملية طرف المرفق وضع أوتار المرفق مـــن المد الزائد Hyperextension.

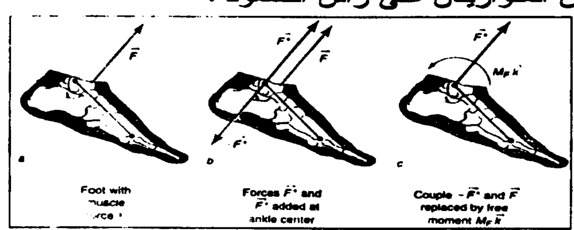
لإتمام عملية الديناميكا المعكوسة للقدم، كل قوة تشـــريحية، تشـــتمل على الوتر والعظمة على العظمة (فى الواضح الغضاريف) والقـــوى يجـــب تحويلها إلى المحور المشترك عند رسغ القدم. تذكر أن القوى التى تعمل عبر رسغ القدم تشملها هذه العملية. هذه القوى الداخلية المولدة والمتزايد من خلال القدم تمنع تدخل مثل القوى الخارجية فى الاتصال مع بأطن القدم.

يعرض الشكل (٣-٢) الحالة بعد تحليل جميع القوى لرسغ القدم. فى هذا الشكل (٣-٢) جمعت القوى وعزم القوى لإنتاج قوة وعرم قوة منفــرد، سمى القوة والعزم الخالص على التوالى. أيضاً فى بعض الأحيان يسمى قوة المفصل وعزم قوة المفصل، ولكن هذا متناقض لأن هنـــاك قـــوى مختلفـــة للمفصل يشتمل عليها هذا الجمع، كمثل تلك التى المتسببة بواسطة كبســولة المفصل، والأوتار، والأسطح المفصلية (الغضـــاريف). والتنـــاقص الأخـــر للاصطلاح هو محصلة قوة المفصل ومحصلة عزم قوة المفصـــل لأن تلـــك الاصطلاحات ربما تتعارض مع محصلة القوة، ومحصلة عزم القوة لعضـــو القدم نفسه. تذكر أن محصلة القوة ومحصلة عزم القوة للجسم الصلب هـــى مجموع جميع القوى والعزم التى تعمل على هذا الجسم. هذا المجموع لـــيس نفس القوة والعزم الخالص بالضبط المحدد. تتعلق محصلة القوة وعزم القوة بالقانون الأول والثانى لنيوتن.

غالباً اصطلاح العزم moment يسمى torque فـــى المنشـــورات العلمية. فى الهندسة، العزم torque عادة يعتبر عزم القوة التى تسبب دوران حول المحور الطولى لأى شئ. فمثلاً : العزم يقيس لى العزم المحورى للقوة عندما تربط الصمولة أو عمود المزلاج وعزم عمود الموتور لتوليـــد اللـــف حول محور ماكينة اللف. على أية حال فى منشورات الميكانيكـــا الحيويـــة العزم torque وعزم القوة moment force استخدم فـــى هـــذا المصـــنف بالتبادل.

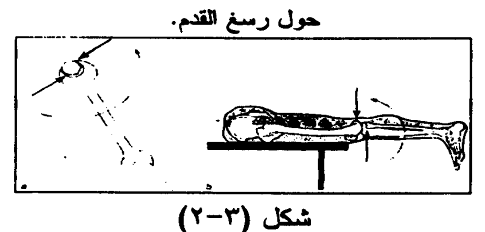
الاصطلاح الأخر المرتبط بعزم القوة هـــو قـــوة الازدواج Force couple. تحدث قوة الازدواج عند قوتان متوازيتان متساويتان فى المقـــدار ومتضامنتان فى الاتجاه تعمل على الجسم. تأثير قوة الازدواج خاصـــة لأن القوتان متساويتان ولكن مختلفتا الاتجاه لا يحدث انتقال لتأثيرهمـــا عنـــدما

يعملان على الجسم. وعلى أية حال هما يعملان على محاوله إنتـــاج دوران خالص أو عزم (Torque) الجسم فمثلاً : شكل (٣-٣) يتسبب اللف عـــدما تطبق القوتان المتوازيتان على رأس الصمولة.



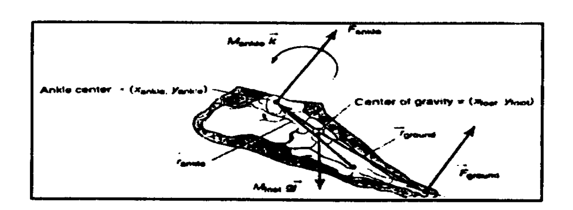
شكل (٣-١)

الرسم البيانى الحر (FBD) للقدم يعرض استبدال قوى العضلة بدرتها وعزمها المتكافئ حول رسغ القدم.



شكل (٣-٢)

عرض تقليل الرسم البيانى الحر للقوة وعزم القوة الخالصة



شكل (٣-٣)

قوى الازدواج المولدة بواسطة الصمولة وأوتار الركبة

الاهتمام الآخر بخصائص قوة الازدواج، أو باختصار الازدواج، هى أنه عندما يطبق الازدواج على جسم صلب، لا يعتمد تـأثيره علـى نقطـة تطبيقه. وهذا مما يجعله عزم حر. ويعنى هذا أن تجريبيـاً ازدواج الجسـم سوف يؤثر بنفس الطريقة حينما طبق الازدواج على طول خـط المحـور للقوى المتوازية.

الشغل المبذول بواسطة عزم كمية القوة الخالصة يقـيس ميكانيكـا الشغل المبذول بواسطة الأنسجة المتباينة التى تعمل عبر وتساهم فى تـأثير اللف عند المفصل الخاص.

جميع القوى الأخرى، وتشمل قوة الجاذبية تمنع من المسافة فى القوة وعزم القوة الخالص.

القوى وعزم القوى الخالص حقيقة غير موجـودة. وهـى مفـاهيم ميكانيكية ولذلك لا يمكن ابدأ قياسها مباشرة. وعلى أية حـال هـى تمثـل مجموع أو التأثير الكلى للمركبات التى تنتج القوى أو عزم القوى عبـر أى مفصل. بعض الباحثين مثل ميلـر Miller ونيلسـون Nelson (١٩٧٤م) سمى مصدر عزم القوة الخـالص بالمكـافئ الفـردى للعضـلة " Single Equivalent muscle". وأعتبرا كل منهم أن كل مفصل يمتلك مصـدرين لعزم القوة الخالص الذين ينتجا عزم القوة حول كل مفصل- مثل واحد للثنى والأخر للمد- ويعتمد على تشريح المفصل. وباحثين آخرين سـموا العـزم الخالص للقوة بعزم العضلة (Muscle moments)، ولكن هـذه التسـمية نتجنبها لأن كل من العضلات الرئيسية تساهم فى العزم الخـالص، أيضـاً تركيبات أخرى تساهم بخاصة عند نهايات مدى الحركة. يمثل هـذه الحالـة عندما يصل ثنى مفصل الركبة **لأقصاه** خلال مرحلة المرجحة فى الوثـب. وعرض كل مـن Lemwaire and Robertson (١٩٨٩م) وآخـرون أن

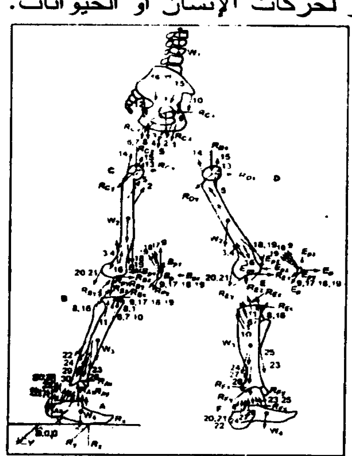
عزم القوة الكبير جداً الذى يتسبب فى حـــدوث عـــدم انقبـــاض لامركـــزى للعضلات المادة: وهذه الحالة تنتجه تضاد عمل كل من عضلة الساق والفخذ حيث يلقى كل منهما الأخرى.

ثانياً : **تحليل الحركة المستوية** : Planar Motion Analysis

الهدف الرئيسى لبحوث الميكانيكا الحيوية هو تحديد الكمية النموذجية للقوة الناتجة عن طريق العضلات، والأوتار والعظام. ولسوء الحظ، يتطلب تسجيل هذه القوى مباشرة (تسمى عمليـــة القيـــاس الديناموميتريـــة) غـــزو ومخاطر وضع التجهيزات التى حتمياً تعـــوق ملاحظـــة الحركـــة. بعـــض التكنولوجيا التى تقيس القوى الداخلية تشتمل على إجراء عملية جراحية لقوى العظـــام. Rolf et al. (١٩٩٧م) ومقاومـــات الزئبـــق Brown et al. (١٩٨٦م)، Lamontagne et al. (١٩٨٥م)، وقوة ثنى المحولات من أجل القوى فى العضلة والاوتار والأربطة Komi (١٩٩٠م) بينما هذه الاكتشافات تمكن من قياس المباشر للقوى الداخلية، فقد استخدمت فقط لقياس القوى فـــى أنسجة مفردة وهى ليست قياسية لتحليل التداخل المعقد لانقباضات العضـــلة عبر التتابع المختلف للمفاصل. يعرض Seureg and Arvikar (١٩٧٥م) فى شكل (٣-٤) تعقيد القوى التى يجب علـــى متخصصـــى البيوميكانيكـــا مراعاتها عندما يحاول تحليل ميكانيكا الطرف السفلى. فـــى الشـــكل (٣-٥) خطوات العضلات الرئيسةي للطرف السفلى عُرض رسمها البيـــانى عـــن Pierrynowski (١٩٨٢م). من السهل تخيل صعوبة وخطورة المساعدة مع محاولة وصل أى مقياس لكل من تلك الأوتار.

الديناميكا المعكوسة أيضاً عاجزة عن القياس الكمى للقوى فـــى التركيبـــات التشريحية المتخصصة وهى قادرة على قياس القوة الخالصة لجميع القـــوى الداخلية وعزم فعل القوة عبر المفاصل المختلفة. بهذه الطريقة يمكن للباحث

تحمين ما هى القوى الكلية وعزم القوى الضرورى لتوليد الحركة والكمية القياسية للشغل الداخلى والخارجى الحادث عند كل مفصل. مجموعة الخطوات التالية التى يجب الاهتمام بها بعناية فائقة هى عملية اقلال التركيبات التشريحية المعقدة لحل مجموعات معادلات القياس الكمى الكيناتيكى غير المباشر لحركات الإنسان أو الحيوانات.



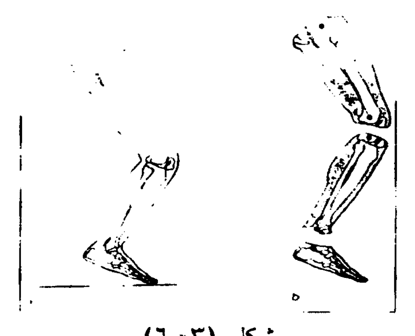
شكل (٣-٤)

الرسم البيانى الحر لأعضاء الطرف السفلى خلال المشى

شكل (٣-٥)

خطوط فعل قوى العضلة فى الطرف السفلى والجذع،

(a) منظر أمامى، (b) المنظر الجانبى



شكل (٣-٦)

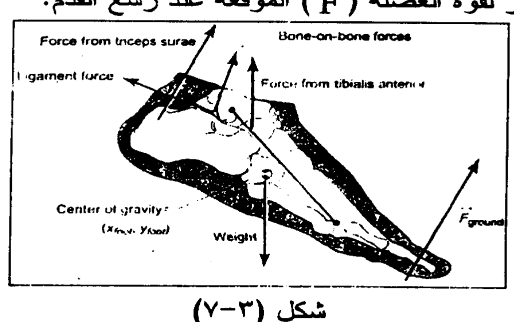
(a) المكان. (b) الرسم البيانى الحر للجسم على

(b) القدم خلال الدفع خلال الجرى

يعرض الشكل (٣-٦) المكان والرسم البيانى الحر للجسم للطـــرف السفلى خلال مرحلة الدفع خلال الجرى. يمكن كتابة ثلاث معادلات للحركة لكل عضو فى التحليل ذو البعدين، بالنسبة للقدم يمكن حل ثـــلاث مجاهيـــل شكل (٣-٧). لسوء الحظ بسبب أن هناك أكثر من ثلاث مجاهيـــل، تســـمى الحالة لانهائية Indeterminate. يحدث اللانهائية عندما يكون هناك مجاهيل مستقلة أكثر من الموجودة بالمعادلات. لاقلال عدد المجاهيل يمكن تحلل كل قوة إلى قوتها المكافئة وعزم القوة عند نقطة نهاية العضو تبدأ العملية عنـــد العضو النهائى، مثل القدم أو اليد. حيث أن القوى عند أحد نهايـــة العضـــو معلومة أو تساوى صفر. القوة عند أحد نهاية العضو تساوى صـــفر عنـــدما يكون العضو غير متصل بالبيئة المحيطة به أو بشئ أخر. على سبيل المثال: تجريبياً القدم خلال مرحلة المرجحة خلال خطوة المشى لا توجد قوة عند نهايتها البعيدة، عندما تتصل بالأرض، يجب قيـــاس قـــوة رد فعـــل الأرض (GRF) بواسطة منصة القوى مثلاً.

يعرض الشكل (٣-٧) تفاصيل الرسم البيانى الحر للجسم (FBD) للقدم فى الاتصال مع الأرض. تذكر أن العديد من أنواع القوى العابرة على مفصل القدم تشتمل على قوى العضلة والوتر وقوى العظمة على العظمة، وقوى أخرى تهملها (مثل القوى من الجلد، الكيس، وكبسولة المفصل)، أكثر من ذلك سلم بأن القدم جسم صلب، أيضاً بعض الباحثين تنمذجه على أنه جزئين Cronun and Robertson (٢٠٠٠م)، Stefanyshyn and Nigg (١٩٩٨م). الجسم الصلب هو الشئ الذى لا يتغير شكله بمعنى لا تتحرك أجزائه ويتغير تركيبه. هذه الحالة تتضمن أن خاصية قصوره الذاتى قيمها ثابتة (مثل كتلته، مركز ثقله، توزيع الكتلة ثابت).

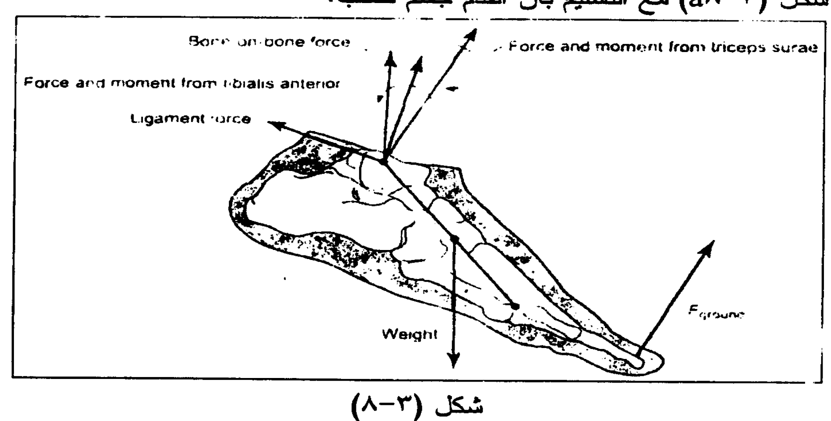
يعرض الشكل (٣-٨) كيفية استبدال قوة العضلة المنفردة بالقوة المكافئة لها وعزم القوة حول المحور المشترك. فى هذا المثال، تُبذل القوة العضلية بواسطة العضلة الكبرى للساق الأمامية tibials anterior muscle على عضو القدم واستبدلت بواسطة قوة مكافئة لها وعزم قوة عند مركز دوران رسغ القدم. بالتسليم بأن القدم جسم صلب القوة ($\vec{F}^{\cdot}$) تعادل فى الاتجاه والمقدار لقوة العضلة ($\vec{F}$) الموقعة عند رسغ القدم.



شكل (٣-٧)

الرسم البيانى الحر لجسم القدم يعرض القوى التشريحية

تسبب هذه القوة ($\vec{F}^{\bullet}$) بعدم اتزان الجسم الحر لذلك نضاف القوة الثابتة ($-\vec{F}^{\bullet}$) لحدوث التوازن شكل (٣ b٨). بعد ذلك. ازدواج القوة ($\vec{F}^{\bullet}$ ، $-\vec{F}^{\bullet}$) يستبدل بواسطة عزم القوة ($M_F\vec{K}$). القوة وعزم القوة الناتج في شكل (٣-c٨) يمتلك نفس التأثير الميكانيكي مثل قوة العضلة المنفردة في شكل (٣-a٨) مع التسليم بأن القدم جسم صلب.



شكل (٣-٨)

استبدال قوة العضلة بواسطة القوة والعزم المكافئ لها عند محور دوران رسغ القدم.

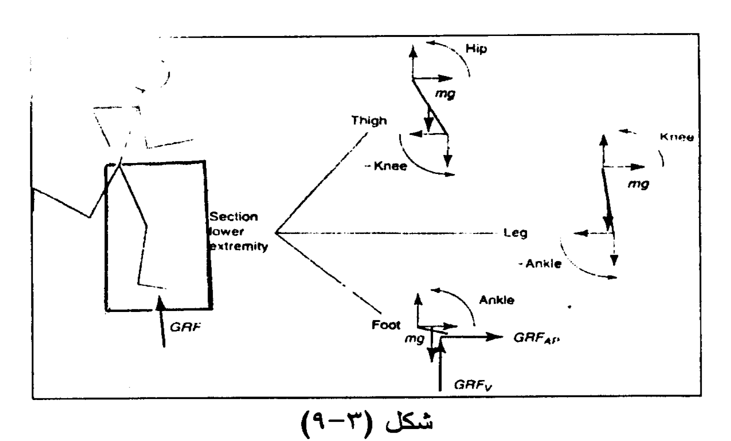
ثالثاً : الصيغة العددية . Numerical Formulation

يعرض هذا الفصل الطريقة المعيارية في الميكانيكا الحيوية للحساب الرقمي للكيناتيكا الداخلية لحركة جسم الإنسان المستوية. في هذه العمليات، نحن نستخدم البارامترات الأنثروبومترية والكينماتيكية لحساب القوى وعزم القوى الخالص عند المفاصل توظف هذه العملية ثلاث مبادئ هامة هي:

القـــانون الثـــانى لنيـــوتن ($\Sigma \vec{F} = m \vec{a}$)، مبـــدأ الأجـــزاء المتماثلـــة، Superposition والتكنيك الهندسى المعروف كطريقة الأجزاء Method of sections.

يتقيد نظام الأجزاء المتماثلة بعوامل متعدد (مثل القوى والعزم)، فى حالات معينة، نحن يمكننا إما جمع تأثير العوامل المتعددة أو نعالجها مستقلة. فى طريقة الأجزاء الفكرة الأساسية هى تخيل تجزئ نظام ميكـــانيكى إلـــى مركبات وتحديد التفاعل بينها. على سبيل المثال: عادة نحن نقســـم الطـــرف العلوى لجسم الإنسان إلى الجذع، الرجل، والقدم. عن طريق القانون الثـــانى لنيوتن، نحن يمكننا تحديد فعل القوى عند المفاصل بواسطة اســـتخدام القـــيم المقاسة لنظام رد فعل الأرض (GRFs) وعجلة وكتلة كـــل عضـــو. هـــذه العملية تسمى ترابط العضو Linked-segment أو طريقة تفاعل نيـــوتن- ايولير Interactive Newton- Euler Method وهى موضحة بيانياً فى شكل (٣-١٠). وفيما يلى سوف نشرح كيف تعمل هذه الطريقة. وسوف نبدأ بالتحليل الكيناتيكى للأشياء المنفردة فى البعدين، وعندئذ نفرض أمثلة لتحليل الكيناتيكى للمفصل وفقاً لطريقة الأجزاء، وأخيراً شرح الإجـــراءات العامـــة البيانية شكل (٣-١٠) للطرف السفلى الداخلى.

تذكر أننا اتفقنا على التخطيط البيانى فيما يلى هو رسم البارامترات الخطية بأسهم مستقيمة والبارامترات الزاوية بأســـهم منحنيـــة. والبيانـــات الكينماتيكية المعلومة (العجلات الخطية والزاوية) ترســـم بأســـهم متقطعـــة. والقوى المعلومة والعزم يرسم بأسهم سوداء، والقوى المجهولة والعزم يرسم بأسهم منقطة هذا الاتفاق سوف يساعدك فى رؤية العمليات المحللة.



شكل (٣-٩)

الرسم البيانى للطرف السفلى الداخلى للعداء فى مرحلة لحظة الارتكاز لنظام الرسم البيانى الحر للجسم بثلاث أجزاء

الحركة المستوية العامة : General plane motion

الحركة المستوية العامة هى اصطلاح هندسى للحركة ذات البعدين. فى هذه الحالة، يمتلك أى شئ ثلاث درجات حرية (DOF): وضعين خطيين ووضع زاوى، عادة، نحن نرسمها كانتقال على طول المحـــورين (X ,Y) ودوران حول المحور (Z). كما تم شرحه فيما سبق، يمكن حل كثيـــر مـــن حركات الطرف السفلى باستخدام هذه الأمثلة الممثلـــة، وتشـــمل Walking المشـــى، Running، الوثـــب Jumping، الضـــرب Kicking، والرفـــع Lifting. وعلى أية حال، بالرغم من تبسيط التحليل ذو البعدين، يمكـــن أن تبقى النتائج معقدة. على سبيل المثال، يمتلك ضرب كرة القدم ثلاث أعضاء فى الطرف السفلى وهى تمرجح للأمام كثيراً كالكرباج لركل الكرة ورفعها. تعتبر حركة الكرة معقدة بعض الشئ، حيث أنها تنتقـــل وتـــدور فـــى كـــلا

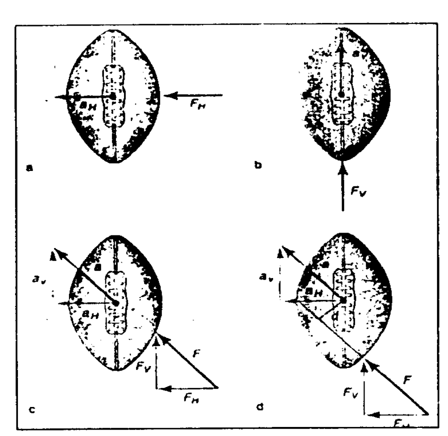
الاتجاهين الأفقى والرأسى. ولتحديد كيناتيكا كل حالة، المبدأ الأساسى هو معاملتها بثلاث درجات حرية مستقلة. لذلك نحن نستغل حقيقة أن أى شئ يتسارع رأسياً فقط عندما يتأثر فقط بالقوة الرأسية ويتسارع فى الاتجاه الأفقى عندما يتأثر بالقوة الأفقية. بالمثل الجسم لا يدور حتى يطبق عليه العزم Moment (Torque)، فى حالات مبدأ الأجزاء المتماثلة عندما يحدث فعل تأثير واحد أو أكثر من تلك التأثيرات يمكننا تحليلها منفصلة. لذلك نحن نفصل كل القوى والعزم إلى ثلاث إحداثيات وتحلل كل منها منفصلة لتمثيل ذلك دعنا نعتبر مثال كرة القدم فى الشكل (٣-١٠د) أن هدف ضرب الكرة هو قوة قدم الضارب. تنتقل وتدور الكرة رأسياً وأفقياً. هدفنا هو تحديد القوة التى ضربت بها الكرة لا يمكننا قياس القوة مباشرة بتجهيز الكرة أو القدم. على أية حال يمكننا تصوير حركة الكرة وقياس كتلتها وعزم قصورها الذاتى. بالحصول على هذه البيانات يمكننا استنباط حالات التحليل التالية: القوة المنفردة للقدم المتسببة لتغير جميع الإحداثيات. وعلى أية حال تصبح الحالة أسهل عندما تستخدم الأجزاء المتماثلة. يجب أن تتناسب عجلة مركز ثقل كتلة الكرة فى الاتجاهين الرأسى والأفقى مع القوة المحدثة لها. ويجب أن تتناسب العجلة الزاوية مع العزم المحدث لها. ويجب أن تتناسب العجلة الزاوية مع العزم المحدث لها. بالتأمل فى الأمثلة فى شكل (٣-١٠) (٣-١٠ a، b) ليس فقط السابقة بل أيضاً المعروضة كنموذج. فى شكل (٣-١٠a) تطبق القوة الأفقية على الكرة خلال مركز كتلتها.

وسوف تتسارع الكرة أفقياً ولن تتسارع رأسياً بسبب عدم وجود قوة رأسية. بالمثل فى الشكل (٣-١٠b) الكرة سوف تتسارع رأسياً فقط بسبب وجود القوة الرأسية فقط وعدم وجود القوة الأفقية. فى الشكل (٣-١٠c) تعمل القوة عند زاوية ٤٥°. هذه بالضبط هى حالات التماثل فى شكل (٣-

١٠a)، (٣-١٠b). نحن لن نبحث القوة عند هذه الزاوية، وبالأحرى سـوف نقيس العجلة فى الاتجاهين الرأسى والأفقى وبعد ذلك يمكننا تحديد القـوتين فى الاتجاهين الرأسى والأفقى وبعد ذلك يمكننا تحديد القوتين فى الاتجـاهين الرأسى والأفقى. فى الشكل (٣-١٠d) تطبيق القوة لا يتجه خلال مركز ثقل الكتلة. فى هذه الحالة القوة تكون كما فى شكل (٣-١٠c) حيث عجلة مركز ثقل كتلة الكرة هو نفسه كما فى شكل (٣-١٠c)، وعلى أى حال هناك يوجد أيضاً عجلة زاوية تتناسب مع ناتج ضرب القوة (F_i) فى المسافة (d) بـين خط عملها ومركز ثقل الكتلة. فى هذه الحالة العجلة (a) هى نفسها كما فـى شكل (٣-١٠c) على أية حال سوف تدور الكرة أيضاً.

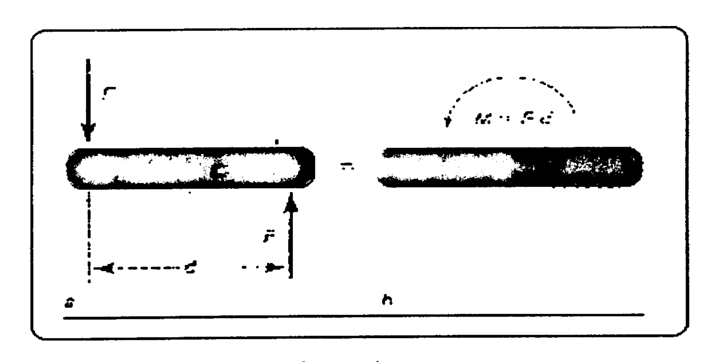
بتكرار القوة المسببة فى تسارع مركز ثقل كتلة الجسـم فـى نفـس الاتجاه مثل هذه القوى لا تتسبب فى دوران الجسم لأن عزم القوة فقط هـو الذى يسبب دوران الجسم. هذه المبادئ مشتقة من القـانونين الأول والثـانى لنيوتن. إذا ضربت الكرة، نتيجة القوة هى التأثير على الكرة. هذا التأثير هو فعل تسارع الكرة، على أى حال إذا ضربت الكرة خـارج مركـز كتلتهـا، يتسبب ذلك فى دورانها. تأثير الدوران يتناسب مع المسافة بين خـط عمـل القوة ومركز ثقل الكتلة.

دعنا نوضح العزم أكثر. لو نظرنا فى الشكل (٣-١٠a) يمكن تحديد العزم كتأثير لنظام ازدواج القوة وهو قيمة القوتين المتساويتين والمتضادتين فى الاتجاه وعلى خط واحد شكل (٣-١٠a).



شكل (٣-١٠)

أربعة نظم لرسم البيانى الحر للجسم (FBDs) لأربعة تجارب للقوى الخارجية للكرة



شكل (٣-١١)

(a) قوة الازدواج، (b) الرسم البيانى الحر المكافئ له

على أية حال مجموع القوى فى هذا النظام يساوى صفر، ويسبب عدم تواجد القوى على خط واحد، يتسبب ذلك فى دوران الجسم. ويرسم هذا بيانياً بالسهم المنحنى شكل (٣-١١b).

نعود إلى الكرة فى شكل (٣-١٠) هناك يوجد قوة ازدواج فى جميع الأربعة رسوم البيانية الحرة، القوة المطبقة F، رد الفعل، m a، فى الشكل (٣-١١a) خلال c قوة الازدواج هذه واقعة على نفس الخط حيث لا يوجد عزم. وعلى أية حال فى الشكل (٣-١١d) القوة ورد الفعل ليس على خط واحد. لذلك يوجد هناك مسافة عمودية بين خط عمل كل من القوة ورد فعل مركز الكتلة، والنتيجة هى العزم الذى يدور الكرة.

دعنا نشكل ما عرضناه من مناقشة. تفترض عملية الرسم البيانى الحر فى البعدي، توظيف القانون الثانى لنيوتن فى الاتجاه الدورانى الأفقى والرأسى وفق المعادلات التالية :

$$\Sigma F_x = m\, a_x \,,\ \Sigma F_y = m\, a_y,\ \Sigma M = I\alpha$$

حيث أن m= الكتلة، I = عزم القصور الذاتى للشئ فى المعادلة المحدد سلفاً. α = العجلة الزاوية وتحدد من بيانات التصوير. Σ = مجموع القوى أو العزم.

وأود أن أنوه إلى أن القوى أو العزم يحتوى على مجهول واحد فقط- القوة الخالصة أو العزم- ليحل. لهذا السبب، عادة يجب حل القوتين قبل حل العزم المجهول.

عندما تجمع مجموع القوى والعزم معاً يكون من المهم مراعاة الإشارات المتفق عليها كأساس فى الرسم البيانى الحر للجسم. غالباً تتطلب مشاكل الديناميكا المعكوسة العناية بمراعاة الإشارات السالبة الموجبة وكمثال عرض فى هذا الفصل الأخذ فى الاعتبار الإشارات المتفق عليها عند الرسم.

والإشارات ليست مشكلة نظام الرسم البيانى الحر للجسم. نحن عادة نرسم القوة أو العزم بمساعدة الاتجاه. فى الحقيقة إذا كانت نقاط القـوة فـى الاتجاه العكسى ببساطة نرجع حساباتنا إلى القيم الرقمية السالبة.

يجب عند جمع العزم يحسب طول النقطة المنفردة على الشـئ فـى المعادلة. لا يوجد نقطة صحيحة أو خطأ التى حولها نحسب: على أية حـال تكون بعض النقاط أسهل من غيرها. إذا جمعنا عزم حول نقطة حيث تعمـل قوة واحدة أو أكثر عندئذ عزم تلك القوى يساوى صـفر لأن ذراع عزمهـا يساوى صفر. ومع ذلك فى بعض الأحيان فى حركة جسم الإنسـان، اتفـق على الحساب حول مركز المفصل. وعلى أية حال فى معظم الحالات نحـن نحسب العزم حول مركز الكتلـة، وهنـا نتجاهـل قـوة رد الفعـل (ma) واصطلاح الجاذبية لأن ذراع عزم كل منها يساوى صفر.

نحن فى هذا المصنف اتفقنا على استخدم أن العزم مع عكس عقرب الساعة Counterclock يكون موجب Positive وأيضاً يسمى قاعدة اليـد اليمنى Right hand rule. يؤسس القوة الموجبة اتجاهات النظام الإحـداثى لرسم البيانى الحر للجسم. عندما نحل أى مشكلة من الرسم البيـانى الحـر للجسم، التكنيك المناسب هو كتابة المعادلات أولاً فى صيغة جبرية ومراعاة الإشارات المتفق عليها وبعد ذلك تستبدل القيم الرقمية المجهولـة بإشـاراتها وتعالج جبرياً. تُعلم هذه الإجراءات فقط عن طريق الأمثلـة. لـذلك سـوف نعرض بعضاً منها فيما يلى :

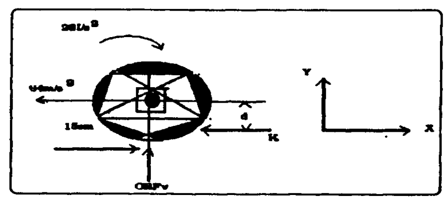
أمثلة تطبيقية

المثال الأول :

١- نفترض أن فى مثلنا السابق لضرب كرة القدم بالقدم أن مركــز كتلتهــا تحرك أفقياً وكانت عجلته الأفقية- ٨٠م/ث٢، وكانت عجلته الزاوية -٣٢ زاوية نصف قطرية /ث٢، إذا علمت أن كتلة الكرة ٠,٢٦كجم، وعــزم قصورها الذاتى ٠,٠٥كجم.م٢. ما هى قيمة قــوة ضــربها؟ ومــا ذراع عزمها؟

الحل





المعطيات :

القوة K = ؟ — القوة الرأسية لرد فعل الأرض GRF_y = ؟

ذراع القوة = d = ؟ — m = ٠,٢٦ كجم

I = ٠,٠٥ كجم.م٢ — العجلة الزاوية = α = -٣٢ I/ث٢

العجلة الخطية = a = ٧٠م/ث٢

الحل : سوف نبدأ بحل القوى فى الاتجاه الرأسى لأنها سهلة فى هذه الحالة

$\Sigma F_y = m\, a_y$

$GRF_y - mg = ma$

(قوة رد فعل الأرض المرأية) $GRF - (0.25\ kg)\ (9.81\ m/s^2) = 0$

$GRF_y = 2.45\ kg\ m/s^2$

بتحويل القوة إلى وحدة النيوتن (N)

$\therefore GRF_y = 24.5$

رد فعل الأرض = ٢٤,٥ نيوتن.

وهذه نتيجة استثنائية عندما يرتكز وزن الكرة على الأرض. عندما تحل القوة الأفقية K تذكر أن FDB يستخدم لتحديد القوة K حيث إشارتها سالبة لأن نقطتها على الشمال (x−). لذلك نحن نحسب القوة K الموجبة ونعني أن القوة تعمل في اتجاه الرسم في FBD.

$$\Sigma F_x = m\, a_x$$
$$- K = m\, a_x$$
$$-k = 0.25 \text{ kg } (-70 \text{ m/s}^2)$$
$$k = 17.5 \text{ kg m/s}^2$$
$$k = 175\text{N}$$

كمعيار في مشاكل حركة جسم الإنسان، نحن نحسب العزم حول كتلة الكرة. يعرض نظام الرسم البياني الحر للجسم أن هناك قوة واحدة فقط K التي تعمل بعيداً عن مركز ثقل كتلة الكرة ويساوي عزمها الناتج Kd. نحن نكتب هذا الاصطلاح أسفل ثم نضع الإشارة السالبة أمامه لأن هذا العزم يسبب تأثير عكسي عقرب الساعة (سالب) تخيل أن نقطة مركز الكتلة ثابتة وتدور حولها القوة K في اتجاه عقرب الساعة

$$\Sigma M = I\, \alpha$$
$$-k\,(d) = I\, \alpha$$
$$(-175 * d) = 0.05 * 32$$
$$d = \frac{0.05 * 32}{175} = 0.010 \text{ m.}$$

هذه المسافة سالبة تعني أن الكرة ضربت من أسفل مركز ثقلها.

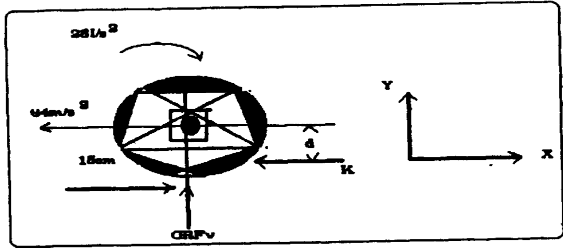
غالباً FBD هو نفسه كما في المثال السابق، فيما عدا إضافة القوة الأفقية (قوة المشط). تذكر أن قوة المشط إشارتها سالبة بسبب أن نقاطها

شمال (x-).

لذلك نحن نحسب القوة K الموجبة ويعنى ذلك أن القوة تعمل في الاتجاه المرسوم فى FBD_1.

$$\Sigma F_x = m\,a_x$$
$$-k + F_T = m\,a_x$$
$$-k + 0.4 = (0.25kg)\,(-70m/s^2) = 17.5 \text{ kg m/s}^2$$
$$k = 0.4 + 17.5 = 17.9 \text{ kg m/s}^2$$
$$k = 179 \text{ N}$$

وهذه نتيجة منطقية : قوة الضربة كانت مجموع قوة مشط الرجل ورد فعل الكرة.



عند جميع العزم حول مركز الكتلة، تذكر أن عزم القوة K كان سالباً، كما من قبل، ولكن عزم القوة F_T كان موجباً.

$$\Sigma M = I\,\alpha$$
$$-k(d) + F_T\,(0.15m) = I\alpha$$
$$d = \frac{(0.05kgm^2)(-32rad/s^2) - 0.4(0.15m)}{17.5kgm/s^2}$$
$$= -0.0770 \text{ m}$$

هذه القوة كانت أسفل الكرة فى هذه اللحظة.

رابعاً : طريقة الأجزاء : Method of sections

عادة يركز التحليل الهندسى لصيغ الميكانيكية المعينة الاحتواء على العدد المحدد لمفاتيح التركيب. فمثلاً: لتثبيت قضبان السكة الحديد نحن ندرس عادة النقاط التى تربط القطع المختلفة ببعضها البعض. هذه الحقيقة تتبعها عندما تحلل كيناتيكا حركة جسم الإنسان بينما نحن لا نشغل أنفسنا بالرسم التفصيلى الكامل للقوى والعزم خلال الجسم، إلا أننا نفضل دراسة النقاط الخاصة للجسم- المفاصل أكثر انتشاراً. لذلك نحن نقسم الجسم عند المفاصل ونحسب ردود الفعل بين الأعضاء المتجاورة التى تحفظها من الطيران كأجزاء. تلك القوى والعزم عند المفاصل المقسمة مجهولة. لذلك، عند تركيب رسمنا البيانى الحر (FBD)، يجب علينا رسم رد فعل كل من درجات الحرية (DOF)- وهى كالقوة الأفقية، وكالقوة الرأسية وكالعزم. فى بعض الحسابات من الممكن أن تكون واحدة أو اثنين منها مقدارها صفر، ولكن طريقة الأجزاء تتطلب أن يكون كل منها رسم وحلل لأنها مجهولة.

وتوضح طريقة التجزئة فيما يلى :

١- نتصور فصل الجسم عند المفصل قيد الدراسة.

٢- نرسم النظام البيانى الحر للقطعة المقسمة.

٣- نرسم عند النقطة المقسمة لكل قطعة رد الفعل المجهول الرأسى والأفقى والعزم الخالص والاتجاهات الموجبة المميزة للنظام الإحداثى الشامل (GCS).

٤- نرسم عند النقطة المقسمة لكل قطعة القوى والعزم المجهول فى الاتجاهات السالبة للنظام الإحداثى الشامل (GCS). وهذا هو القانون الثالث لنيوتن.

٥- حل الثلاث معادلات للحركة لكل قسم من الأقسام.

خامسا تحليل العضو المنفرد . Single segment analysis

فى جميع الحالات، ربما ركزنا على أحد القطع المقسمة. دعنا نبدأ بأى مثل وبعد ذلك نتبعه بالمثل الكامل.

أمثلة تطبيقية

المثل الرابع :

اعتبر أن الذراع ثبت أفقياً. **ما هو رد فعل قوى وعزم مفصل الكتف؟** مع التسليم بأن الدراع صلب وثابت. **وزن العضلة، والساعد واليد على التوالى ٤ ثقل كجم، ٣ ثقل كجم، ١ثقل كجم. وبعد مركز ثقل كتلتهم عن الكتف على التوالى ١٠سم، ٣٠سم، ٤٢سم.**

المعطيات :

وزن العضد = ٤كجم.م/ث٢ ، ووزن الساعد = ٣ كجم.م/ث٢،

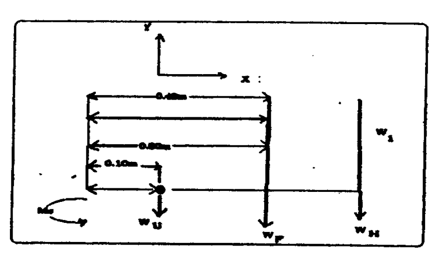
وزن اليد = ١كجم.م/ث٢، ذراع العضد = ١٠سم، ذراع الساعد ٣٠سم،

ذراع اليد = ٤٢سم.

المطلوب : رد فعل قوى وعزم مفصل الكتف

الحل

فى هذه الحالة الذراع ثابت لا يتحرك وهى حالة استاتيكية (ثابتة) لذا نحن فى حاجة إلى تقسيم الذراع عند الكتف ونحلله لقطعة واحدة. وحيث أن هذه الحالة هى حالة ثابتة إذن اصطلاح كل من ma، Iα تساوى صفر. لتركيب الرسم البيانى الحر (FDB)، تقسم الذراع ونرسم الثلاث مجاهيل عند مفصل الكتف وترسم أيضاً وزن كل من العضد والساعد واليد كما يلى :



لحل الثلاث مجاهيل تستخدم المعادلات التالية :

$$\Sigma F_x = m\, a_x$$
$$S_x = 0\ N$$
$$\Sigma F_y = m\, a_y$$
$$S_y - w_u - W_F - W_H = 0$$
$$S_y = W_u + W_F + W_H$$
$$S_y = (4kg)\ (9.81kg\ m/sec^2) + (3kg) + (9.81\ kg\ m/sec^2) + (1kg)\ (9.91\ kg\ m/sec^2)$$
$$S_y = 78.5\ N$$

تتفق فى هذا المثال لحساب العزم حول الكتف. مـرة أخـرى، أول إجراء تكتب نواتج القوى والمسافات وعندئذ ننشأ إشارة كل عزم.

$$\Sigma M_z = 0$$
$$Ms - W_u\ (0.10m) - W_F\ (0.30m) - W_H\ (0.42m) = 0$$
$$Ms = W_u\ (0.10m) - W_F\ (0.30m) - W_H\ (0.42m)$$
$$Ms = (4kg)\ (9.81)\ (0.10m) + (3kg)\ (9.81)\ (0.30m) + (1kg)\ (9.81)\ (0.42m) = 16.9N$$

المثال الخامس :

تفترض أن اليد تحمل وزن ٢كجم، ما هو رد فعـل قـوى مفصـل الكتف والعزم؟

المعطيات :

وزن اليد W_H = ١كجم م/ث٢ ، وزن الساعد W_F = ٣كجم م/ث٢

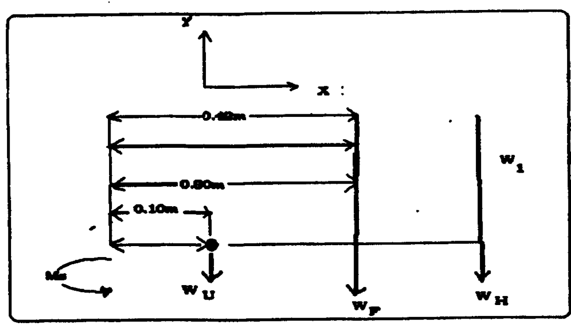
وزن العضد W_u = ٤كجم.م/ث٢

ذراع اليد = ٤٢سم، ذراع الساعد = ٣٠سم، ذراع الصد = ١٠سم

المطلوب : رد فعل قوى وعزم مفصل الكتف؟

الحل

ترسم نفس الرسم البيانى الحر للجسم فى المثال الرابع مع مراعاة أن تضيف الوزن التى تحمله اليد W_1.



نحل الثلاث مجاهيل :

$\Sigma F_x = m\ a_x$

$S_x = 0.0\ N$

$\Sigma F_y = m\ a_y,$

$S_y - W_u - W_F - W_H - W_1 = 0$

$S_y = W_u + W_E + W_H + W_1$

$S_y = (4kg)\ (9.81\ m/sec^2) + (3kg)\ (9.81\ m/sec^2)$
$+ (1kg)\ (9.81m/sec^2) + (2kg)\ (9.81\ m/sec^2)$

$S_y = 9.81\ N$

ذلك هو تغير الحساب (بالمقارنة بالمثال الرابع) بحوالى ٢٠ نيوتن.

مرة أخرى إذا جمعنا العزم، نحن أولاً نكتب أسفل كل عزم، إنشـــاء إشارته.

$\Sigma M = 0$

$M_s - W_u\ (0.10m) - W_F\ (0.30m) - (W_H + W_i)$
$(0.42m) = 0$

$$M_s = (n_I)(0.10m) + W_F(0.30m) + (W_H + W_I)(0.42m)$$

$$M_s = (4kg)(9.91m/s^2)(0.10m) + 3kg(9.81\ m/s^2)(0.30m) + (1kg + 2kg)(9.81m/s^2)(0.42m) = 25.1\ N.m$$

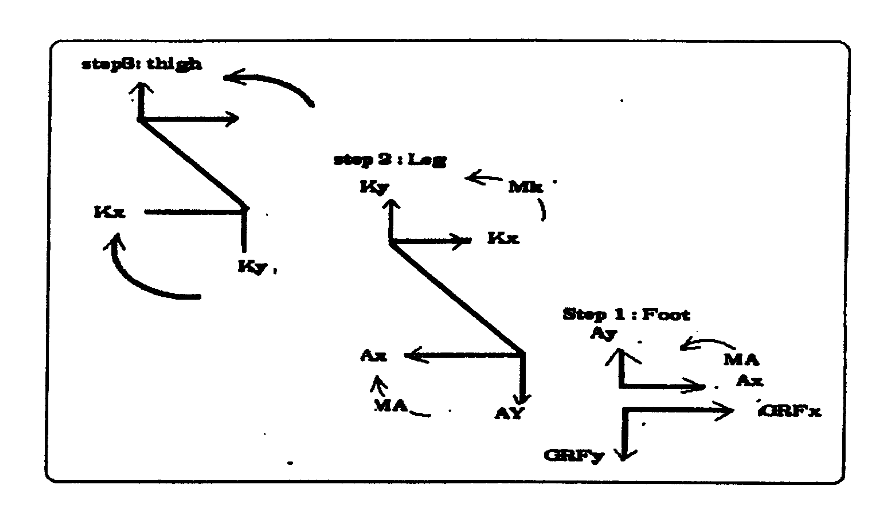
سادساً : التحليل العضوى المتعدد : Mutlisegmental analysis

لإتمام تحليل عضو جسم الإنسان اتبعت إجراءات استخدمت فى الأمثلة السابقة. نحن بسهولة صغنا عمليات الحل. هذه العمليات امتلكت ترتيبات خاصة: بدأنا عند معظم الأعضاء البعيدة واستمررنا فى التقريب. السبب فى ذلك لأننا امتلكنا فقط ثلاث معادلات لتطبيق لكل عضو، حيث يعنى ذلك أن لدينا ثلاث مجاهيل فقط لكل عضو. قوة أفقية واحد، وقوة رأسية واحد وعزم واحد. على أى حال، يمكن رؤية ذلك (إذا رجعنا للشكل ٣ - ١٠ إذا كان ضرورياً) إذا أردنا أن تقسيم وتحليل كلا الفخذ أو الرجل، حيث سيكون لدينا ست مجاهيل- قوتان وعزم لكل مفصل. يكون الحل هو البدأ بالعضو الذى يمتلك مفصلاً واحداً (مثل الأكثر بعداً) ومن هناك نواصل للعضو المجاور. من أجل ذلك تستخدم قانون نيوتن الثالث، تطبق ردود الفعل السالبة للعضو والتى حللت بالضبط، كما هو فى الطرف السفلى فى شكل (٣-١٢). بالنسبة لأعضاء الطرف السفلى القدم أساساً تمتلك ثلاث مجاهيل فقط، حيث تحلل هذا العضو أولاً. تذكر كيف تمتلك الأفعال على رسغ القدم ردود أفعال متساوية وعكسية على الرجل. حيث يمكننا حساب ردود الأفعال المجهولة عند الركبة. ترسم تلك فى عكس فى الرسم البيانى الحر للجسم بالنسبة للفخذ. وعندئذ تحل من أجل ردود فعل المقعدة.

وآخر الايضاحات الهامة الأخيرة حول هذه العملية هى أن إشارة كل قيمة عددية لا تتغير من عضو إلى آخر. وفقاً لقانون نيوتن الثالث لكل فعل

رد فعل مساوى فى المقدار ومضاد فى الاتجاه. عند ذلك، عند المفاصل يجب أن تكون القوى عند نهاية العضو البعيدة مساوية ومضادة لتلك القوى على النهاية القريبة للعضو المجاور. على أية حال نحن لا نغير الإشارات أبداً للقيم العددية. يؤخذ فى الاعتبار هذا فى نظام الرسم البيانى الحر للجسم (FBDs) تذكر أنه فى الشكل (٣-١٢) يكون رسم قوى وعزم الركبة فى اتجاهات عكسية. تتبع الإجراءات السابق عرضها، أولاً بناء المعادلات من أجل أى عضو من الرسم البيانى الحر للجسم بدون الوضع فى الاعتبار القيم العددية. بعد بناء المعادلات، تستبدل القيم العديدة بإشارتها فى تلك المعادلات. تذكر كيف تتم هذه العملية فى الأمثلة التالية.

نحن نجهز مثال لحسابات كل مراحل واضحة لحركة جسم الإنسان، المرجحة والوضع. عندما تحل كيناتيكا مرجحة العضو، تكون دائما العملية بالضبط هى نفسها كما فى الوضع. والاختلاف الوحيد فى ذلك هو أن (GRFs) يساوى صفر، ولذلك يمكننا تجاهل اصطلاحاتها فى معادلات الحركة. الإجراءات التالية تشير حقيقة للحسابات التى تحصل عليها فى قواعد الحاسب الآلى من أجل بيانات الكادر الواحد.



شكل (٣-١٢)

FBDs لأعضاء الطرف السفلى

أمثلة تطبيقية

حدد رد فعل القوى والعزم عند رسغ القدم، الركبة، والمقعدة المأخوذة من البيانات التالية للأداء خلال مرحلة المرجحة للمشى حيث أن GRFs يساوى صفر.

	الكتلة (كجم)	القصور الذاتى (كجم.م^٢)	العجلة الأفقية (م/ث^٢)	العجلة الرأسية (م/ث^٢)	العجلة الزاوية (I/ث^٢)	ذراع العزم (م)
القدم	١,٢	٠,٠١١	-٤,٣٩	٦,٧٧	٥,١٢	(٠,٣٧٣، ٠,١١٧)
الرجل	٢,٤	٠,٠٦٤	-٤,٠١	٢,٧٥	٢,٧٥	(٤,٤٣٧، ٠,٣٢٠)
الفخذ	٦,٠	٠,١٣٠	٦,٥٨	-١,٢١	-١,٢١	(٠,٥٧٣، ٠,٦١٦)

رسغ القدم عند (٠,٣٠٣، ٤٠,١٨٩ متر، الركبة عند (٠,٥٣٩، ٠,٤٢٠ متر)، المقعدة عند (٠,٦٠٠، ٠,٧٦٠ متر).

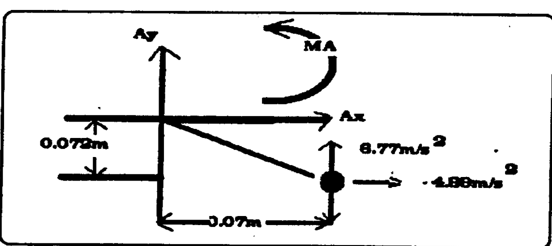
المعطيات :

كتلة القدم = ١,٢ (كجم)، كتلة الرجل ٢,٤كجم، كتلة الفخذ ٦٠٠كجم، القصور الذاتى للقدم = ٠,٠١١ كجم.م٢، القصو الذاتى للرجل= ٠,٠٦٤ كجم.م٢، القصور الذاتى للفخذ (المقعدة) = ٠,١٣٠كجم.م٢، عجلة القدم الأفقية = -٤,٣٩م/ث٢، عجلة الرجل الأفقية = -٤,٠١م/ث٢، عجلة الفخذ الأفقية= ٦,٥٨ م/ث٢، عجلة القدم الرأسية= ٦,٧٧م/ث٢، عجلة الرجل الرأسية= ٢,٧٥ م/ث٢، عجلة الفخذ الرأسية= -١,٢١ م/ث٢، العجلة الزاوية للقدم= ٥,١٢ I/ث^٢، العجلة الزاوية للرجل= I٢,٧٥ /ث^٢، العجلة الزاوية للفخذ= -I١,٢١ /ث^٢، إحداثيات C.m للقدم = (٠,٣٧٣، ٠,١١٧)متر، إحداثيات C.m للرجل= (٤,٤٣٧، ٠,٣٢٠) متر، إحداثيات C.m للفخذ= (٠,٥٧٣، ٠,٦١٦) متر.

المطلوب : رد فعل القوى والعزم عند رسغ القدم، الركبة، والمقعدة (الفخذ)؟

الحل

FBD للقدم :



الحل لقوى رد الفعل :

$$\Sigma F_x = m\, a_x :$$
$$A_x = m_F\, a_F$$
$$A_x = (1.2kg)\,(-4.39\ m/s^2) = -5.27N$$
$$\Sigma F_y = m_y :$$
$$A_y - m_F\, g_F = m_F\, a_F$$
$$A_y = m_F\, g_F + m_F\, a_F$$
$$A_y = (1.2kg)\,(9.8m/s^2) + (1.2kg)\,(6.77m/s^2)$$
$$= 19.9N$$

بسب صغر كتلة القدم، تكون ردود الفعل صغيرة.

من اجل حل عزم مفصل القدم، نحن نجمع العزم حول مركز الكتلة. هنـــاك ثلاث عزم، عزم القدم M_A وهو موجب. عزم قوى رد الفعل كلاهما سالب لدورانهما مع عقرب الساعة حول مركز الكتلة

$$\Sigma M = I\, \alpha.$$
$$M_A - A_x\,(0.072m) - A_y\,(0.070m) = I_F \alpha_F$$
$$M_A = A_x\,(0.072m) - A_y\,(0.070m) + I_F \alpha_F$$

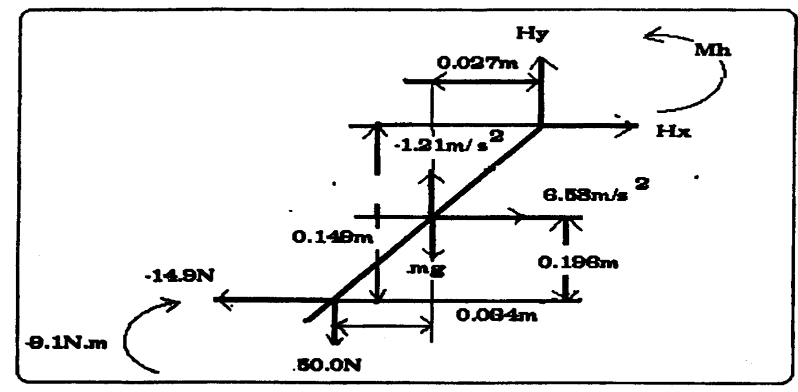
نحن الآن نبدل القيم العددية لرد فعل القوى A_x و A_y بين قوسين حيث أننـــا نراعى إشاراتها.

$$M_A = (-5.27N)(0.072m) + (19.9N)(0.07m) + (0.011\ kg.m^2)(5.12\ rad/s^2)$$

$$M_A = 1.1\ N.m.$$

هذا عزم صغير جداً للمفصل. أيضاً جوهرياً هو صفر، لأنه موجــب فهــو عزم ثنى بعيد عن المحور بالتسليم بأن الشخص مواجه لليمين.

الرسم البيانى الحر للرجل كما يلى : تذكر أننا نوضح القيمة العددية لردود فعل القدم فى هذا الرسم مع استبقاء إشاراتها الأصلية.



$$\Sigma F_x = m\, a_x$$

$$k_x - A_x = m_F\, a_F$$

$$k_x = A_x + m_F\, a_F$$

$$k_x = -5.3N + (2.4kg)(-4.01m/s^2) = -14.9N$$

$$\Sigma F_y = m\, a_y$$

$$k_y - A_y - m_F\, g = m_F\, a_F$$

$$k_y = A_x + m_F\, g + m_F\, a_F$$

$$k_y = 19.9N + (2.4kg)(9.81m/s^2) + (2.4kg)(2.75m/s^2) = 50.0N$$

عند تجمع عزم الرجل نذكر أن عزم القوى الرأسى (Y) موجب، بينما عزم القوى الأفقى (X) سالب.

$$\Sigma M = I\, \alpha$$

$$M_k - M_A - k_x (0.100m) + k_y (0.102m) - A_x (0.131m) + A_x (0.131m) + A_y (0.134m) = I_F \alpha_F$$

$$M_k = M_A + k_x (0.100m) - k_y (0.102m) + A_x (0.131m) + A_x (0.131m) - A_y (0.134m) + I_F \alpha_F$$

تذكر أننا نستبدل مرة أخرى القيم العددية لقوى رد الفعـــل بـــين القوســـين لتوضيح إشارتها :

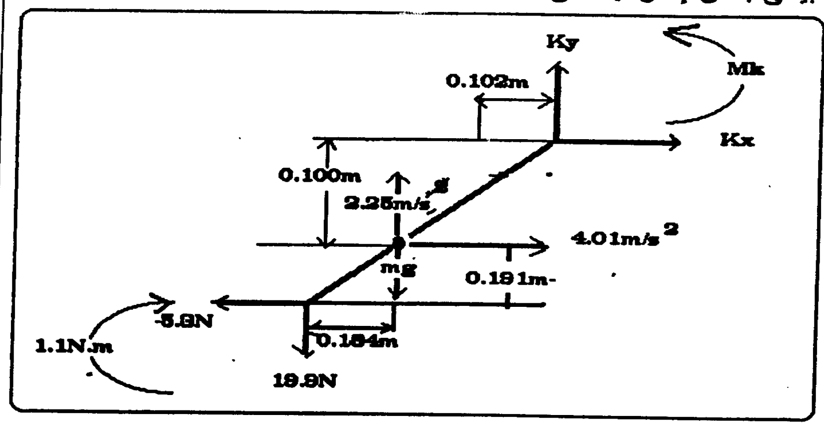
$$M_k = 1.1N.m + (-14.9N)(0.100m) - (50.0N)(0.102m) + (-5.3N)(0.131m) - (19.9N)(0.131m) + (0.064\ kg/m^2)(-3.08rad/s^2)$$

$$M_k = -9.1\ N.m$$

هذا عزم صغير لثنى الركبة، بالتسلم بأن الشخص مواجه لليمين.

الرسم البيانى الحر للفخذ كما يلى :

تذكر مرة أخرى توقيع القيم العددية لردود فعل الركبة فى هذا الرسم البيانى بنفس إشاراتها التى حسبت بها.



$$\Sigma F_x = m\, a_x$$

$$H_x - k_x = m_t\, a_t$$

$H_x = k_x + m_t\, a_t$

$M_x = -14.9N + (6.0kg)\,(6.58m/s^2) = 24.6N$
$\Sigma F_y = m\, a_y$
$H_y - k_y - m_t\, g = m_t\, a_t$
$H_y = k_y + m_t\, g + m_t\, a_t$
$H_y = 50.0N + (6.0kg)\,(9.81m/s^2)\,(6.0kg)\,(-1.21m/s^2)$
$= 101.6N$
$\Sigma M = I\, \alpha$
$M_H - M_k - H_x\,(0.149m) + H_y\,(0.027m) - k_x\,(0.196m)$
$+ k_y\,(0.034m) = I_t\,(\alpha_t)$
$M_H = M_k + H_x\,(0.149m) + H_y\,(0.027m) - k_x\,(0.196m)$
$+ k_y\,(0.034m) = I_t\,(\alpha_t)$
$M_H = -9.1N.m + (24.6N)\,(0.149m) - (101.6N)$
$(0.027m) + (-14.9N)\,(0.196m) - (50.0N)$
$(0.034m) + (0.130kg/m^2)\,(8.62rad/s^2)$
$M_H = -11.7\ N.m$

حيث أن النتيجة سالبة، هى عزم المادة للمقعدة (الفخذ)، مع التسليم بأن الفرد مواجه لليمين.

سابعاً : كيناتيكا مفصل الإنسان : Human Joint Kinetics

ما حقيقة تلك القوى والعزم التى تحسبها بالضـــبط؟ الإجابـــة التـــى أعطيناها مبكراً فى هذا الفصل تستحق أن تراجعها: تمثل القـــوى والعـــزم مجموع ردود فعل كل تركيبات المفصل. انتشار الأخطاء جعلتنا نفكر فى رد فعل قوى المفصل كقوة على الأسطح المتمفصلة للعظمة وعـــزم المفصـــل كتأثير للعضلة المنفردة. وترجمة ذلك يكون خطأ بسبب أن أكثر اســـتخلاص رد فعل القوى والعزم هى مجموع التأثيرات الخالصة. ونحن حسبناها فـــى المثلين السابقين بالقياس النسبى بالمقارنة لجهود الثلاث مفاصل للأطـــراف

السفلى فى ناتج الحركة والقوى التى قيست. وليس لنا أى تقديرات لأنشطة العضلة ذات الثلاث رؤوس الفخذية، وفوق ذات الرأسين الفخذية أو أى عضلة أخرى. وليس لنا أى تقديرات للقوى على الأسطح المفصلية أو أى تركيب تشريحى أخر. دعنا نشرح هذا تفصيلياً.

كما أشار الشكل (٣- ٢ ١) إلى أن الكثير من تعقيد وتر العضلة، الأربطة Ligaments، والدعمات الأخرى لتركيبات كل مفصل. نحن لا نغالى فى التأكيد بأنه لا يمكن مناقشة رد فعل القوى والعزم بدون الرجوع لتركيبات التشريحية. هناك أسباب متعددة لذلك. ردود فعل المفصل المتساوية ربما تُحمل عن طريق التركيبات المختلفة تماماً. بدراسة مفصل مرفق لاعب الجمباز كمثال : عندما يتعلق على الحلق، يهدف المرفق لشد القوة التى يجب أن تولد عن طريق الأوتار، الأربطة، والتركيبات الأخرى المقاطعة للمرفق. وعلى عكس ذلك عندما يؤدى لاعب الجمباز وضع الوقوف على اليدين، يمكن أن تكون الكثير من هذه التركيبات مسترخية لأن كثير من التحميل يتبدل على التمفصل الغضروفى.

من التحليل الجزئى السابق عرضه فى هذا الفصل، يمكننا حساب رد فعل قوى المفصل المضاد والمتعادل فى كل حالة- كلاهما سوف يساوى نصف وزن الجسم ناقص وزن الساعدين. على أى حالة، توزيع القوة حول تركيبات المفصل تامة الاختلاف فى تلك الحالتين.

فى حالة وجود قوى أكثر من التى فى المعادلات يطلق على هذه الحالة غير محددة استاتيكياً. بلغة المستوى، هى الحالة التى فيها نعرف الحل الكلى على أى نظام، ولكن لا نستطيع تحديد مساهمة الحمل بدون إعتبار الخصائص الخاصة لتحميل حمل التركيبات. وهذا مشابه لأى هدف صعب. لتحريك مجموعة أشياء مثل البيانو Piano: نحن نعلم أننا نحمل الوزن الكلى

على البيانو، ولكن بدون منصة القوة تحت كل رقيقة منفردة، لا يمكننا معرفة كم الوزن الذى يولده كل شخص.

مثل أخر نضعه فى الاعتبار، وقفة الإنسان مع اســتقامة الأطــراف السفلية. نحن نحسب أى رد فعل لقوة المفصل عند الركبة. مع التسليم بــأن مساهمة وزن الأطراف متساوية، يعادل رد فعل قوة الركبــة نصــف وزن الجسم ناقص وزن الرجل والقدم. إذا سألنا الفرد تثبيت مسار عضلاته بقــدر المستطاع، لا يتغير رد فعل قوى المفصل. وعلى أية حال سوف يزيد التوتر فى الأوتار كقوى ضغط على العظام. يتعادل التغير ولكنه متضاد، لــذلك لا يظهر نفسه كقوة خارجية ويتقرر رد فعل قوة المفصل.

قبل مناقشة نماذج عزم المفصل خلال حركــات جســم الإنســان، وضحت حدود تلك القياسات. وكان الهدف فى المناقشة السابقة تبسيط رســم الخطوط لحدود كرات المفصل. وقد حدث ذلك، ونوقشــت تلــك البيانــات بطريقة مناسبة.

التقييد : Limitations

علاوة على التقييد الجوهرى لمناقشة كينماتيكا البعدين فــى الفصــل الثانى، هناك تقييدات أخرى عديدة فى تحليلنا السابق لكيناتيكا البعدين.

لم يوضع فى الاعتبار تأثير الاحتكاك وتركيبات المفصل. أصــبحت توترات الأربطة مرتبطة جداً لتحديد مدى المفاصل، وكذلك العزم الممكــن حدوثه عندما تنشط العضلات. أيضاً بينما يكون احتكــاك العضــلات فــى مفاصل الأشخاص صغار السن صغير جداً، لا يحدث ذلك غالباً فى المفاصل المرضية كحالة خاصــة بفضــل الاطــلاع علــى Mansor and Audu (١٩٨٦م)، Audu and Davy (١٨٨م)، أو McFaull and

Lamontagne (١٩٩٣م)، (١٩٩٨م). تم التسليم بأن الأعضـــاء صـــلبة. وعندما لا يكون العضو صلب فهو يضغط القوى التى تنطبق عليه. هذه هى قاعدة نظم التعطيل المؤقت للسيارة: قوى اللباد بواسطة الماسك تكون أقل من تلك اللباد بواسطة الإطارات على الطريق. أعضاء جسم الإنسان على الأقل لها طول عظمة كامل واحد مثل الفخذ والرجل وهى صلبة وتنقــل القــوى جيداً. وعلى أية حال تكون القدم والجذع مرنة وهى دليـــل جيــد علـــى أن الحسابات العزم المعروضة لتركيبها غير دقيقة. مثال: فى القـــدم الأربطـــة المتباينة عند لتحقق GRFs. وهى من أجل هذا الســـبب أن المشـــى حـــافى القدمين على أرض صلبة يميل إلى المشى على مقدمة القدم : تركيب عظـــم العقب– الكاحل أكثر صلابة من مقدمة القدم.

الموديل المعروض حساس لمدخلاته. تؤثر على بيانات عزم المفصل الأخطاء فى GRFs، وأوضاع العلامـــات، وخصـــائص القصـــور الـــذاتى للعضو، وتقدير مركز المفصل، وعجلة العضو. بعض هذه المشاكل أقل دلالة إحصائية من الأخرى. على سبيل المثال: يميل خلال الحركة GRFs لمجال مرحلة الوضع الكيناتيكى وقياسه بدقة لمنع فاعلية مشاكل الدقة. على أية حال خلال مرحلة المرجحة للحركة، تكنيكـــات المعالجـــة وتقـــديرات القياســـات الجسمية تكون معنية. اطلـــع علـــى Pezzack et al. (١٩٧٧م)، Wood (١٩٨٢م)، أو Wittlesey & Hamill (١٩٩٦م) للحصول على معلومات أكثر. حقيقة مقارنات اختلاف دراسات العزم غير مناســـبة، نحـــن نوصـــى بالمساح كحد أدنى نسبة خطأ ١٠%.

لا يمكن تحديد الفروق الفردية لنشاط العضلة من عرض النمـــوذج. نحن حتى الآن لا نعرف التبسيط فى أى عضلة لأن فعـــل العضـــلة يمثلـــه العزم. أكثر من ذلك نحن حتى الآن لا نعرف عزم العضـــلة المنفـــرد لأن

العديد من العضلات والأربطة وتركيبات أخرى تعبر كل مفصل. تقدر قوى العضلة باستخدام تكتيكات الهيكل العضلى تناقش فيما بعد. فيما يتعلق بأهمية ذلك أن انقباض العضلات يحدث بالضرورة فى جميع حركات جسم الإنسان. كمثال لذلك، إذا انخفضت حركات المد تحت أى ظرف معين، نحن لا نعرف أين يحدث الانخفاض بسبب انخفاض نشاط العضلة الرباعية أو زيادة نشـــاط مجموعة أوتار الركبة. وكمثال آخر، طلب من الفرد أن يثبت فى الوقـــوف مستقيماً، سوف تمتلك عضلات طرفه السفلى عزم مساوى للصفر تماماً حتى يفكر فى تنشيط عضلاته كلياً، تعمل أفعاله بعضها ضد البعض. لـــم تمثـــل عضلات المفصلين جيداً عن طريق النموذج المعروض. بالرغم أن حسابات عزم المفصل اشتملت على عزم عضلات المفصلين، سلم بأن حساب الفعالية للعضلات العابرة للمفصل فقط. مرة أخرى، هذه هى المشكلة التى عنونـــت فيما بعد تحت عنوان نماذج الهيكل العضلى.

يتطلب الشخص المعتبر تفسير مختلف عن الأشـــخاص الآخـــرين. فمثلاً، يمكن قياس عزم الأعضاء التعويضية عندما تكـــون الرجـــل والقـــدم مفرودة، كقطعة صلبة صغيرة. تمتلك الركبة التعويضية ايقاف لمنـــع المـــد الزائد والمكونات الأخرى. كما فى الوثبات واحتكاك العناصر، للتحكم فـــى حركتها ذلك يتسبب فى أن عزم الركبة الصناعية يختلف كلياً عنه فى الفـــرد العادى. أيضاً لمثل التركيز على التطبيق للأفراد بالدعامات.

كان شعور لاختيار أجزاء هذا المصنف لعرض تفسير عزم المفاصل بعد هذه المناقشة للمتقيدات.

ليس بيانات متقيدات النموذج غير متاح ولكنها تحدد اتساع التفسير. نذكر فى المناقشة التالية حيث لا مراجعة جعلـــت للعضـــلات الخاصـــة أو

مجموعات العضلة والتى اختلفت قمم فيها مرجعيتها لا ترجع لأقل من ٠,١ لكل نيوتن.متر.

ثامناً : طريقة الحركة النسبية مقابل طريقة الحركة المطلقة :

Relative motion method vs. absolute motion method

عرضت المعادلات السابقة طريقة حساب القوى الخالصة والعزم سمى بلاجنهوف Plagenhoef (١٩٦٨م)، (١٩٧١). هذا المدخل طريقة القوة المطلقة لديناميكا المعكوسة لأن البيانات الجزئية الكينماتيكية أسست على الرجوع لكادر مطلق أو ثابت. المدخل البديل المختصر عن طريق بلانجيهوف هو طريقة الحركة النسبية هذه الطريقة تقيس كمياً حركة العضو الأول للسلسلة الكينماتيكية من الرجوع للكادر المطلق، ولكن ترجح جميع الأعضاء لمحاور التحرك التى تدور مع العضو. لذلك، يتحرك كل محور عضو بالنسبة للعضو السابق باستثناء العضو الأول من ذلك. تمتلك هذه الطريقة عرض تقدمى لكيفية أن عزم قوة أحد المفاصل تساهم فى قوة المفاصل الأخرى فى السلسلة الكينماتيكية.

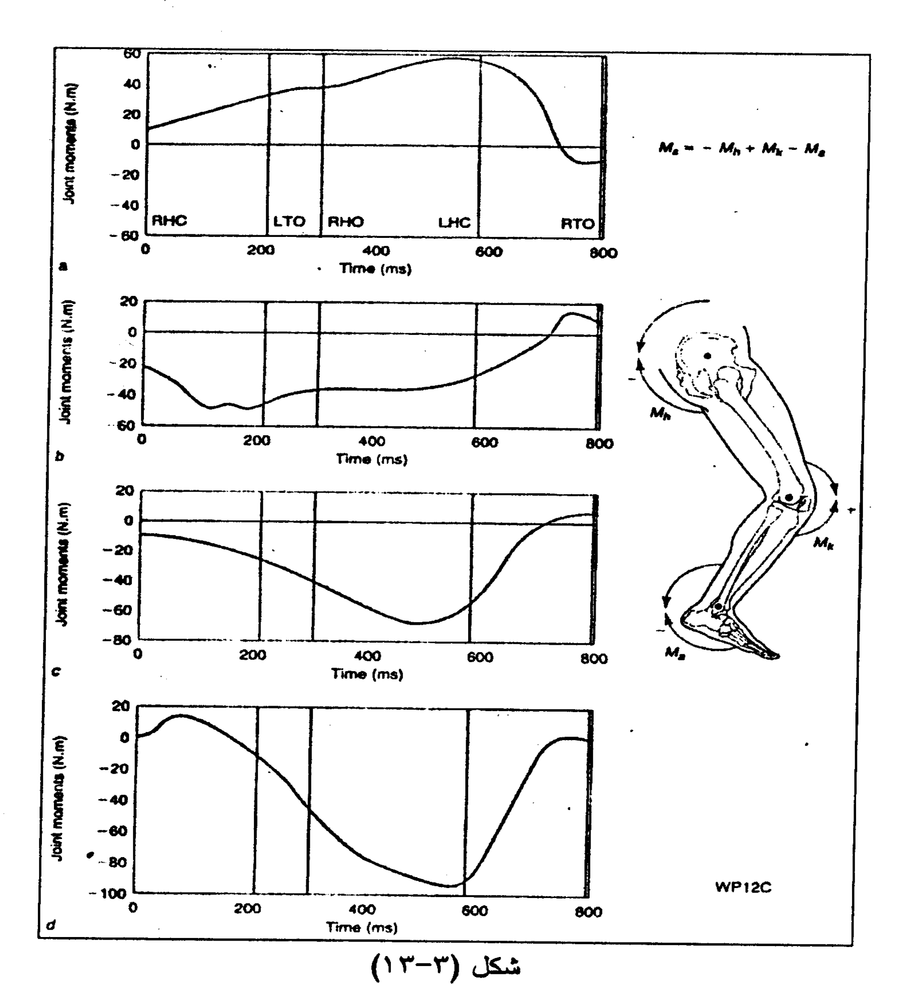
ذكرنا فيما سبق أن مستوى التعقيد فى التحليل يزيد بإضافة كل وصلة للسلسلة الكينماتيكية. أكثر من ذلك، تتطلب الطريقة تضمين القوى المركزية حيث هى القوى التى تظهر عندما يدور الشئ من خلال الرجوع لكادر الدوران، تلك القوى الزائفة Fictitious forces- تسمى أحياناً قوى كاذبة Pseudo forces- تحفظ فقط بسبب الرجوع لكادر الدوران. وهى لا تحفظ من الرجوع لكوادر قصورها الذاتى (مثل الثابت أو المطلق). عرض Winter, D.A. (١٩٨٠م)، فى دراسته جميع مبادئ ارتكاز الطرف السفلى خلال لحظة الاستناد للمشى. طريقة خاصة لتجميع عزم قوة الطرف السفلى خلال مرحلة وضع القدم لخطوة المشى. تجمع ثلاثة عزوم قوى- رسغ

القدم، الركبة، والمقعدة (الفخذ)- لمساعدة الجسم وعدم فقدانه القـوة. وجـد الباحث أنه عن طريق إضافة الثلاثة عزوم كطريقة حيث عـزم العضـلات المادة قيمته موجبة، ونتيجة "عزم الارتكاز" تبعث شكل خاص. حـدد عـزم الارتكاز ($M_{support}$) رياضياً كما يلى :

$$M_{support} = - M_{hip} + M_{knee} - M_{unkle}$$

تذكر أن الإشارات السالبة لعزمى المقعدة ورسغ القدم تغير اتجاههما لدرجة أن عزم العضلات المادة لتلك المفصلين يجعل المساهمة موجبة لعزم الارتكاز. أى عزم ثنى عند أى مفصل يقلل مدى عزم الارتكاز. يوضح شكل (٣-١٣) متوسط عزم الارتكاز لأشخاص عاديين وعزم الارتكاز وعزم كل من المقعدة، والركبة، ورسغ القدم لسن ٧٣ سنة رجال.

- تسمح هذه الأدوات للباحث الإكلينيكى (الطبى) للتحكم فـى فعاليـة المريض خلال تأهيل خطوة المشى. عندما يصبح المريض قوى أو التوافـق بين الثلاث مفاصل ذو فعالية عزم الارتكاز يكون أكبر. أن الأشخاص ذوى مفصل أو مفصلين لطرف لا يقدرون على المساهمة المناسـبة فـى عـزم الارتكاز بالبقاء بالارتكاز بواسطة هذا الطرف. إذا ظل عزم المفصل كبيـر كفاية أنتج عزم ارتكاز موجب.



شكل (٣-١٣)

عزم الارتكاز وعزم مفاصل المقعدة والركبة ورسغ القدم للرجال فى سن ٧٣ سنة خلال تبديل مفصل المقعدة فى مرحلة الاستناد لخطوة المشى

حقيقة حاول الباحثون مقارنة الطريقتين علـــى أيـــة حـــال بيـــزاك Pezzack (١٩٧٦م) قارن الطريقتين باستخدام نفس البيانات الإحداثية ووجد أن طريقة الحركة النسبية كانت أقل دقة بخاصـــة عنـــدما تكـــون السلســـلة الكينماتيكية أطول (تمتلك وصلات أكبر)، أوضحت كلا الطـــريقتين نفـــس النتائج. يختار أكثر الباحثين طريقة الحركة المطلقة لأن معظم نظـــم جمـــع البيانات تقيس كينماتيكا الأعضاء فيما يتعلق بثبات المحاور على الأرض أو أرض المعمل.

التطبيقات : Applications

هناك استخدامات عديدة لنتائج تحليل الـــديناميكا المعكوســـة. أحـــد التطبيقات جمع عزم العضلات المادة لطرف السفلى خلال مرحلة الاســـتناد Stance Phase لخطوة المشى أو الدحدحة لإيجاد نماذج مميـــزة والتنبـــؤ بكفاية العضو الصناعى وحماية عزم الارتكاز.

الاستخدامات الأخرى كانت لحساب القوى الخالصـــة والعـــزم فـــى نموذج الهيكل العضلى لحساب التحميل على قاعدة العمود الفقرى لبحث الدفع وآلام أسفل الظهر (مثل McGill & Norman ١٩٨٥) كان اتســـاع هـــذا المدخل هو حساب انضغط وجز القوة عند المفصل. لعمل هـــذا، يجـــب أن يعرف الباحث نقطة اندغام فعل العضلة النشطة عبر أى مفصل ويسلم بـــأن هناك لا يوجد نشاط للعضلات الأخرى.

يتطلب حساب القوة فى العضلة العديد من المســـلمات لمنـــع عـــدم التحديد (مثل، اقلال المعادلات أكثر من اللازم وأيضـــاً كثـــرة المجاهيـــل). كمثال: إذا سلمنا بأن الإشارة العضلية تعمل عبر المفصل، إذن، إذا عرفـــت

نقطة اندغام وخط عمل العضلة (من رسم نصف القطر أو التقدير)، تحدد قوة العضلة (F_{muscle}) باستخدام المعادلة التالية :

$$F_{muscle} = M/ (r \sin \theta)$$

حيث أن M = عزم القوة عند المفصل، r = المسافة من مركز المفصل إلى نقطة اندغام العضلة، θ = الزاوية بين خط عمل العضلة ومتجه الوضع بين مركز المفصل ونقطة اندغام العضلة. بالطبع مثل هذه الحالة نادر حدوثها لأن معظم المفاصل تمتلك عضلات متعاونة مختلفة الاندغامات وخطوط عملها مثل العضلات المضادة التى تعمل غالباً ضد الانقباض. بواسطة التحكم فى النشاط الكهربى (بجهاز الرسم النشاط الكهربى EMG) لكلا العضلات العاملة Agonists والمضادة Antagonists، يمكن للفرد تقليل تلك المشاكل، ولكن العضلة غير العاملة يمكن أن تولد قوى مكافئ، بخاصة إذا مدت رغماً عنها. يمكن تقليل مساهمة الأنسجة الأخرى فى عزم القوة الخالص على طول الحركة بعدم تضمين التحليل نهايات مدى الحركة، عندما تلك التركيبات تصبح دالة.

عند تقدير الباحثون القوة فى العضلة، يمكن حساب ضغط العضلة بواسطة تحديد المساحة العرضية Cross-sectional area. يمكن تقسيم المساحة العرضية لعضلات معينة من التقارير المنشورة أو القياس المباشر من بحث MRI أو الرسومات الإشعاعية Radiographs. الضغط المحورى Axial strss (σ) يوجد بتقسيم القوة المحورية بواسطة المساحة العرضية. بالنسبة للعضلات الريشية التى فيها نسلم بأن القوة تعمل طول خط العضلة، يحدد الضغط حيث أن $\sigma = F_{muscle}/A$، حيث أن F_{muscle} = قوة العضلة بالنيوتن، A = المساحة العرضية بالمتر المربع. وحدات قياس الضغط هى باسكال Pascal (Pa)، ولكن بسبب كبر القيم يستخدم وحدة الكيلوباكسال

Kilo pascals (kpa) بالطبع أن الطبع الحقيقى على العضلة لا يمكن قياسه كمياً بسبب صعوبة القياس المباشر لفعالية قوة العضلة.

يعرض هذا الفصل مناقشة نماذج عزم الحركة المستوى لمفصل الطرف السفلى خلال حركة المشى والجرى. اتفق بالنسبة لعرض تلك الأشكال أن يكون عرض عزم العضلات المادة موجب وعرض العضلات المثنية سالب. يتفق هذا مع القياس الهندسى التى فيه أفعال نظام أى مد يكون موجب (إطالة موجبة) وأفعال نظام التقصير يكون سالب (إطالة سالبة). فى الشكل (٣-٧) عزم المثنية للمقعدة والمقربة البعيدة حُسب بإشارة موجبة. لذلك، تلك العزمين عادة عرضت سالبة عند حسابها.

تاسعاً : المشى Walking

بعد أكثر من ١٠٠ عام فى تطوير تكنيك المشى أصبح تحليل المشى يمتلك وسائل إكلينيكية نافعة الآن. يمكن أن يؤدى التحليل الكينماتيكى والكيناتيكى لتكنيك الأبعاد الثلاثة وصف التعديلات البيوميكانيكية العيارية والعلاجية Pathological للمشى، ولكن تظل الأجهزة والأدوات باهظة التكاليف. حيث أن مثل هذه التجهيزات غير ممكنة يبقى استخدام أبسط الطرق للحصول على المعلومات عن المتغير الإكلينيكى قائماً جامعة نيويورك New York Univ (١٩٨٠م) نشرت مراجع لتحليل المشى عن طريق فيوجان Vaughan، بيزير Besser، سوزمان Sussman، باوشير Bowsher (١٩٩٢م) (٣٦)، وهينتيل Whitle (١٩٩١م) (٤٢) أكثر من مؤلفاً عن نفس الموضوع.

المشية العادية : Normal gait

المنشورات التى تناولت دراسة المشية العاديـــة كانـــت أكثـــر مـــن المنشورات التى تناولت المشية المرضية أو الباثولوجية الجديرة بالاهتمـــام الشديد. ومع ذلك، فإن هناك سببين مناسبين لدراسة المشية العادية، هما إيجاد أساس لفهم المشية المرضية وتوفير بيانات معيارية يمكن فى مقابلها الحكـــم على البيانات المرضية. وبالرغم من احتواء المصنفات العلمية على الكثيـــر من البيانات عن الأشخاص العاديين إلا أنها فى الغالب تتعلـــق بـــالإجراءات الأكثر بساطة مثل المعايير العامة للمشية، وتوقيت دورة المشـــية، وزوايـــا المفصل المستوية الســـهمية. Murray (١٩٦٧م) (١٩)، Perry (١٩٧٤م) (٢٦)

ولم يتم تحديد المعدلات المعيارية بالكامـــل بعـــد بالنســـبة لـــبعض القياسات الأكثر تعقيداً والتى لا يمكن الحصول عليها مباشرة مثـــل زوايـــا المفاصل التى تتحرك محاورها بالتناسب مع مستوى التدرج فى المشـــية أو عزم المفصل أو تحميلات الجهد على الطرف. ولأن كثيـــر مـــن المعـــايير القياسية تتنوع حسب نوع وعمر وطول الشخص. وحسب سرعة المشى فقد يلزم قيس المئات من الأشخاص لتحديد المعدل العادى والطبيعى بشكل ملائم.

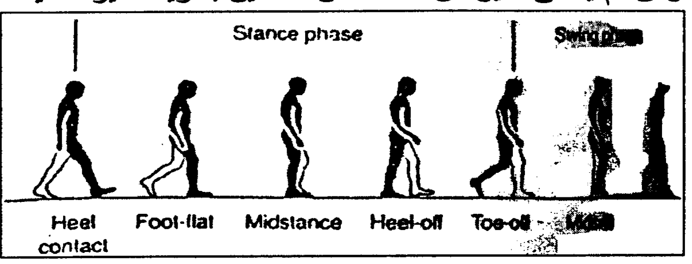
وصف نمط المشية : Gait Pattern Description

بدأت التحليلات العلمية للمشية بالقياسات الفوتوغرافية التى أجراهـــا كل من Marey & Muybridge عام (١٨٧٠م)، وقد ســـيطر التصـــوير السينمائى على هذا الموضوع لمدة مائة عام حتى تم تقديم الأنظمة العلميـــة للأجهزة الإلكترونية البصرية لأول مرة فى السبعينات، وبالرغم من ارتفـــاع

أسعار أنظمة الحاسبات المرئية الحديثة، إلا أن دقتها وسرعتها وملاءمتها جعلت منها الآن أداة القياس المعيارية فى معظم جهات تحليل المشية.

وتشتمل الدراسات العلمية للمشية تحديد عدد من الأحداث التى تقع أثناء دورة المشية والتى تعرف بأنها الفترة الزمنية الفاصلة بين أى من الأحداث التكرارية للمشى، وبتحديد أكثر بين ملامسة إحدى القدمين للارض وملامسة نفس القدم للأرض مرة أخرى. وتنقسم دورة المشى لكل قدم إلى مرحلة الاستناد- عندما تكون القدم على الأرض- ومرحلة المرجحة- عندما لا تكون القدم على الأرض- أنظر شكل (٣-١٤). حيث تبدأ مرحلة الاستناد فى الشخص العادى عندما يلامس الكعب الأرض. ويتبع ذلك انبساط القدم عندما تنزل بقية القدم على الأرض. والوقت الذى تجتاز فيه القدم مرحلة المرجحة Swing phase قد مرحلة الاستناد Stance phase ويسمى منتصف الاستناد Mid stance. ويتبع هذا رفع الكعب عندما يرتفع الكعب عن الأرض وتتلقى القدم الأمامية وزن الجسم. وتنتهى مرحلة الاستناد عند رفع أصابع القدم عن الأرض عندما تترك بقية القدم الأرض. وتنقسم مرحلة المرجحة إلى مرحلة اسراع ومرحلة إبطاء مع أرجحة وسط توازى الاستناد الوسطى وهى الوقت الذى تكون فيه القدمين جنباً إلى جنب شكل (٣-١٤). والوصف الأشمل للمشى العادى هو الذى أقره كل من Tood, Ralston, Inman (١٩٨١م) (١٩٩١م) (١٣)، Perry (١٩٩٢م) (٢٧). ولأن القدم تكون على الأرض لفترة أطول منها فى الهواء يكون هناك تداخل بين مراحل الاستناد على الناحيتين- وقف الارتكاز المزدوج عندما يكون كلا القدمين على الأرض فى نفس الوقت شكل (٣-١٦)، ووقت الارتكاز الفردى لقدم واحدى وهو الوقت الذى تكون فيه هذه القدم فقط على الأرض- أثناء مرحلة المرجحة للقدم الأخرى.

ويرتبط التغيرات فى طول ومسافة الخطوة وايقاعها بمراحل النمــو حيث يبدأ نضج المشى سريعاً من العمر الذى يبدأ فيه ثم يزداد بطئاً حتى يتم الوصول إلى نمط البلوغ فى عمر الأربع سنوات. أما فى سن الكبر فيكــون هناك ابطاء فى المشية. ولكن معظم التغيرات الملحوظــة تكــون مرتبطــة بسرعة المشى أكثر من ارتباطها بأى حــالات شــاذة محــددة للشــيخوخة. وعموماً، فإن حدوث الأمراض المؤثرة فى المشية تصبح أعلى كثيراً مع تقدم السن، ومن ثم يمشى كثير من الأشخاص المسنين بطريقة غير عادية.



شكل (٣-١٤)

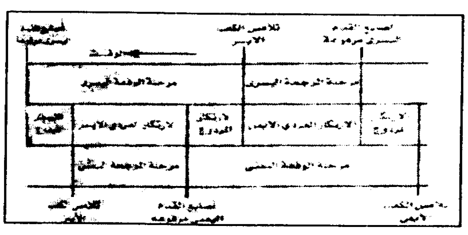
وضع الرجلين خلال دورة المشى مفردة من اتصال الكعب الأيمن إلى اتصال الكعب الأيمن

المعايير العامة للمشية وزوايا المفاصل :

General gait parameters and joint angles

تحدد الأوضاع المتتالية للقدم على الأرض عدداً من معايير المشــية شكل (٣-١٦). وتسمى عدد الخطوات المنفصلة التى تؤدى فى فترة زمنيــة معينة (نموذجياً دقيقة واحدة) بالايقاع او ايقاع الخطــوة. والمســافة التــى يتحركها الجسم ككل للأمام فى زمن محدد يمكن استخدامها لحساب ســرعة المشى Walking velocity.

طول الخطوة هى المسافة التى تتقدم بها كل قدم على التعاقب أمــام القدم الأخرى وإضافة طول خطوتين معاً يحدد طول اتساع الخطــوة وهــى المسافة التى تتحرك بها إحدى القدمين للأمام أثناء دورة المشية. أما المعايير الأخرى لوضع القدم فهى قاعدة المشى وهى المسافة جنباً إلى جنب بين خط القدمين وزاوية أصابع القدم للخارج (أو أقل شيوعاً، أصابع القدم للــداخل)، والتى تقاس بين خط الوسط للقدم واتجاه المشى.



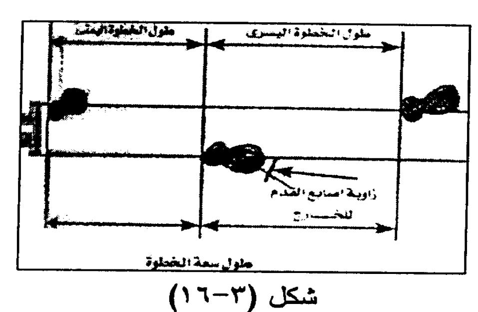
شكل (٣-١٥)

توقيت الارتكاز الفردى والزوجى أثناء دورة واحدة للمشية من ملامسة الكعب الأيمن حتى ملامسة الكعب الأيمن مرة أخرى

إذا تم استعمال مسجل علامات مناسب للقــدمين وتــوفرت بــرامج الحاسب الآلى اللازمة فإن الأنظمة الكينماتيكية يمكنها قيــاس العديــد مــن خواص دورة المشية بتتبع حركات الجذع والقدمين، ويتضمن مثل هذا القياس المعايير العامة للمشية (الايقاع، طول سعة الخطــوة، والســرعة، وقاعــدة المشى، وزاوية أصابع القدم للخارج، وتوقيت مراحــل الارتكــاز الفرديــة والزوجية، وتوقيت إحداث انبساط القدم والكعب).

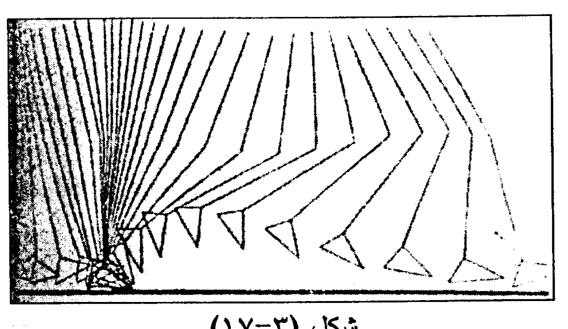
بداية تم استخدام الأنظمة الكينماتيكية ثلاثية الأبعاد أساســاً لإنتــاج رسوم تخطيطية شكلية لأوضاع الأطراف أثناء المشى شكل (٣-١٧). ورغم

أنه مناسب بصرياً، إلا أن هذا النوع من العرض يعد ذو فوائد محدودة في تفسير نتائج تحليل خطوة المشى. والأكثر استخداماً هو تحديد مواقع المفاصل والمعايير الأخرى المرتبطة بوظيفة العضلات والمفاصل وقياسها قياساً ثلاثى الأبعاد عن طريق الأنظمة الكينماتيكية ثلاثية الأبعاد وكذا قياس زوايا الحركة. ويحدث المعدل الأكثر للحركة فى المستوى السهمى، وتكون البيانات الناتجة من هذا المستوى هى الأكثر استخداماً شكل (٣-١٨) ولكن كل من المستويين الجبهى والعرضى قد تكون لحركتهما أهمية خاصة في دراسة المشية المرضية. ومن سوء الحظ أن تعريفات حركات المفصل ثلاثية الأبعاد (الثنى والمد، والابتعاد، والاقتراب عن المركز، والدوران الداخلى والخارجى) تعد غير دقيقة كمصطلح علمى ومن ثم يصعب أو يستحيل التوفيق التام بينها وبين دورانات المفاصل المقاسة بالقياس ثلاثى الأبعاد. وبالرغم من العديد من المحاولات لابتكار أنظمة للمحاور تتفق مع الاصطلاحات الإكلينيكية فإن هناك اتفاق قليل على كيفية تحقق ذلك على الوجه الأمثل.



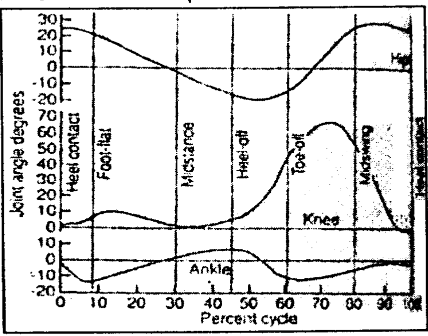
شكل (٣-١٦)

المصطلحات المستخدمة لوصف وضع القدم على الأرض .



شكل (٣-١٧)

وضع الرجل اليمنى عند فترات ٤٠م ث خلال أكثر من دورة خطوة



شكل (٣-١٨)

زوايا مفصل الفخذين (الثنى الإيجابى)، الركبة (الثنى الإيجابى)،
لقدم التبعيد والثنى الإيجابى خلال دورة خطوة منفردة

محصلة قوى العضلات الداخلية العضوية وعزومها :

Inner segmental resultant forces and moments

يعطى النظام الكينماتيكى فقط جزء من البيانات المطلوبة للتحليل البيوميكانيكى التفصلى لحركة الإنسان، أما المعلومات المطلوبة الأخرى

لقياس القوى العضلهيكلية فتوافرها الأنظمة الحركية (الكيناتيكيــة). عمومــاً يتكون ذلك من درجة أو أكثر للقوة تقيس قوة رد الفعل الأرض أثناء المشى والأنشطة الأخرى. فإذا تم استخدام كل من الأنظمة الكيناتيكية والكينماتيكية فإن البيانات ثلاثية الأبعد المحصلة يمكنها تــوفير مــادة ادخــال للنمــاذج الرياضية لاستنتاج عزم المفصل وقوى المصل وتفاصيل انتقال الطاقة بــين أجزاء الطرف، وقد ثبت أن قياسات القوى والعزم والطاقة ذات قيمة كأدوات للبحث كما أظهرت أيضاً قيمتها فى ظروف إكلينيكية عديدة.

ويوضح الشكل (٣-١٩) العزم الداخلى للقوة المولدة حول مفاصــل الفخذ والركبة والكاحل فى المستوى للسهمى أثنـــاء المشـــى. ولا يتضــمن بالضرورة وجود عزم داخلى تقلصاً عضلياً لأن العزم الداخلى قد يتولد أيضاً عن طريق أبنية غير فعالة كالأربطة وعموماً فإن مضــاعفة عــزم القــوة بالسرعة الزاوية حول المفصل يعطى الجهد المتولد أو الممتص والذى يرتبط مباشرة بشكل أكثر بالنشاط العضلى ونقص الطاقة.

إن الصياغة الرياضية يمكن أن تعطى تقييماً لقوى المفصل، ولكــن فى معظم الحالات يوجد عدم تحديد إلى حد استحالة استنتاج حل دقيق للعدد الكبير من المعادلات المتزامنة المستخدمة، ومن ثم يكون مــن الضــرورى وضع افتراضات توضيحية قد تكون أو لا تكون صحيحة. فعلى سبيل المثال: قد يفترض أن هناك وضع مثالى أو عدم وجود تقلص للعضلات المقاومــة، ففى بعض الحالات يمكن أن يقل عدم التأكد من هذا بشأن أنشطة العضــلات على سبيل المثال عن طريق التسجيل الكهربى للانقباضات والاســترخاءات العضلية لتحديد ما إذا كانت عضلة معينة تنقبض.

وبالرغم من تركيز دراسة ميكانيكيات الأطــراف علــى المســتوى السهمى إلا أنه يوجد الآن تأكيد متزايد بأنه من أجل عمق تصو كامل فإنــه

لابد من إجراءات قياسات ثلاثية الأبعاد ففى الركبة مثلاً يوجد تحميل تفاضلى بين الأجزاء الوسطى والأجزاء الجانبية التى تعتمد إلى حد كبير عزم الركبة فى المستوى الجبهى. كما أن مدى إمكانية تحقيق أعراض الالتهاب الشريانى عن طريق استئصال جزء من عظم الساق يمكن التنبؤ به الآن عن طريق أجزاء القياسات ثلاثية الأبعاد الزاوية وعزم المفصل.

نشاط العضلات : Muscles Activity

بالرغم من أن نشاط العضلات ليس قياساً ثلاثى الأبعاد، إلا أن هناك جانب هام من جوانب تحليل المشية، خاصة من الناحية الإكلينيكية، وهو قياس النشاط الكهربى للعضلات بواسطة التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات (EMG). ويوضح الشكل (٣-٢٠) النشاط النموذجى لست مجموعات عضلية أثناء دورة المشى تم تسجيلها كهربائياً. وتستطيع معظم أجهزة تحليل المشية ثلاثية الأبعاد تسجيل بيانات التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات العضلية عن طريق محول يحو البيانات المتناظرة إلى بيانات رقمية. ويتم تطبيقه الحال تسجيل بيانات التسجيل الكهربائى للانقباضات والاسترخاءات العضلية بتردد اختيارى أعلى من البيانات الكينماتيكية. كما يجب أن تكون برامج الحاسب الآلى التحليلية قادرة على التعامل مع هذا ومزامنة كلا النوعين من البيانات.

ويتطلب أكثر أشكال التسجيل الكهربائى العضلى الدقيق ادخال سلك رفيع داخل العضلة لقياسها مما يستبعد فى الغالب التدخل من أى مصادر أخرى للنشاط الكهربائى. ومع ذلك فإن هذا يعد شيئاً غير مريح خاصة عند وجود كثير من الحركات العضلية كما هو الحال فى المشى. ومن ثم فإنه يكون الأكثر اعتياداً لتحليل المشية استخدام الأقطاب الكهربائية السطحية

الأقل دقة ولكن أكثرها راحة، إلا إذا كانت هناك ضرورة معينة للتفاصـــيل التى يوفرها مقاييس السلك الرفيع.

أحد عيوب التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية هى أنه شبه كمى فقط. فالعضلات قادرة على إحـــداث التـــوتر عنـــدما تقصـــر (انقباض متمركز) أو تحتفظ بطولها (انقباض ثابت أو أيزوميترى) أو تطول (انقباض بوليوميترى) وتختلف العلاقة بين النشاط الكهربائى والتوتر العضلى بالنسبة لهذه الأنواع الثلاثة من الانقباضات كما أنها لا تتمشى خطيـــاً مـــع النزعة المنغناطيسية التخلفية المحددة بعلامات وتتفاوت مع تاريخ انقبـــاض العضلة الحديث. ولقد أجريت عدة محاولات على مدى السنوات لتحديد علاقة قوة التسجيل الكهربى للانقباضات والانبساطات العضلية ولكن ثبت استحالتها إلا تحت ظروف معملية صناعية شديدة. من ناحية أخـــرى يفيـــد التســـجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية فى تحليل المشية لتقديم تفســـير لهذه الحالات غير السوية فى المشـــية والتـــى يـــتم ملاحظتهـــا بالأنظمـــة الكينماتيكية. وفى نهاية الأمر تكون العضلات هى المسئولة عن المشية، كما أن فحص التسجيل الكهربائى للانقباضات والانبساطات العضلية يجعل مـــن الممكن تحديد "الأنماط الحركية المدانة" فـــى المشـــية المرضـــية Winter (١٩٩٠م) (٤٣).

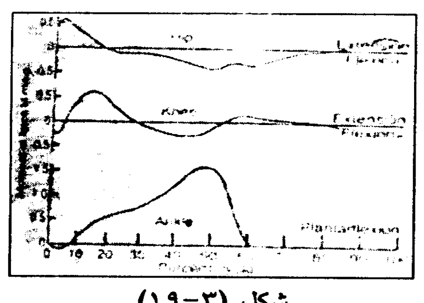
الحمل، الطاقة، القدرة : Work, Energy and Power

أحد السمات الكبرى لكثير من المشيات المرضية هى أنها غير كافية بخصوص استهلاك الطاقة وتسبب تعب سريع للمـــريض، ويعتبـــر تحليـــل استهلاك الطاقة المشمول فى المشى هو قياس معتاد فى كثير مـــن معامـــل

المشى، ونقصه يستخدم كمؤشر للعلاج الناجح (واترز، لانسفور، بيرى، بيرد (Waters, Lunsford, Perry & Byrd (١٩٨٨م) (٣٩).

الوسائل المعتادة لقياس استهلاك الطاقة هى بتجميع هـــواء الزفيـــر. باستخدام قناع وجه أو قطعة فم، وحساب الأكسجين المستخدم وثانى أكســـيد الكربون خلال نشاط مفترض. ونظرياً يمكن عمل نوع من القياس باستخدام تجميع لنظام كينماتيكى- كيناتيكى، وحساب التغيرات فى الطاقة فى كل جزء من الجسم خلال دورة مشى. هذه الحسابات (العمل الخـــارجى المحســـوب) أيضاً يتطلب مركز الجاذبية، وعزمن القصور الذاتى لأجزاء الجسم. مع ذلك ليس هناك تناسب مباشر بين النشاط الأيضى والبدنى. وتستخدم العضـــلات طاقة أيضية حتى عند أداء انقباض لامركزى، والمصطلح البدنى له عمـــل سلبى. ولهذا السب فنتائج التحليل من غير المحتمل أن تتناســـب بدقـــة مـــع قياسات الغاز فى الزفير، ولكنه يعطى بيانات إكلينيكية مفيدة (جاج، فابيـــان، هيكس، مان Gage, Fabian, Hicks, Man) (١٩٨٤م) (٩).

ربما تكون القيمة الأكبر لتحليل التغيرات فى الطاقة للأطراف خلال المشى. دورة المشى الطبيعية كافية جداً فى استخدام الطاقة، بسبب أن عـــدد الأمثليات وتبادل الطاقة بين الأجزاء. فى المشية غير الطبيعية، هذه العمليات تبطئ، والسبب فى زيادة استهلاك الطاقة الكلية يمكن أن يعود للتغيرات التى تحدث فى الأطراف.

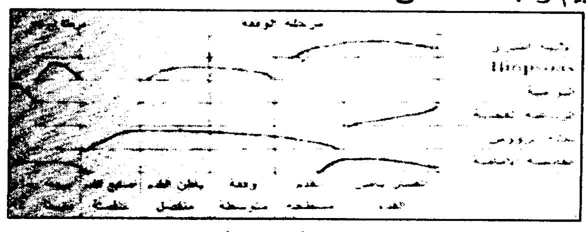


شكل (٣-١٩)

العزم الداخلى فى الحوض، الركبة، ومفصل الكاحل بالنيوتن كجم من وزن الجسم. العزم الإيجابى المولد من باسطات الحوض، باسطات الركبة وثانيات الكاحل لبطن القدم

المشية المرضية : Pathological gait

دراسة المشية المرضية تتم لعدد من الأسباب والأهم منها هو صنع القرار، التقييم والبحث العلمى.



شكل (٣-٢٠)

النشاط المثالى لمجموعة العضلات الكبرى خلال دورة المشى

صنع القرار الإكلينكى : Clinical Decision Making .

كل صناعة القرارات الإكلينيكية أياً كانت تشمل اضطراب فى المشى أولاً، تعتمد على ٣ أنواع من المعلومات- وصف لطبيعة وتاريخ المشكلة

(من مقابلة مع المريض أو راعية)، فحص إكلينيكى يركـز علـى منـاطق محتمل تأثرها) وعمل اختبارات معملية أو بحوث خاصة. فى هذا الـنص، تحليل المشية يجب أن يفكر فيه على أنه بحث خاص، والنتائج تعتبـر مـع التاريخ والفحص بالإضافة لأى نوع بحثى أخر تم عمله مثل أشعة اكـس أو كيمياء الدم روز Rose (١٩٨٣م) (٣٠)، تحليل المشية ممكن خصوصاً فى عمل قرارات العلاج، بسبب أن يعطى معلومات عن العيب الحركى الذى يقع تحته العيب فى المشية المرئى.

الشلل المخى : Cerebral palsy

أحد أكثر التطبيقات الإكلينيكية لتحليل المشى فى الحاضر فى تخطيط العلاج للأطفال المتأثرين بالشلل المخى.

الضربة المخية : Stroke

المنظومة الإكلينيكية التى تسمى ضربة تنتج عن ضرر بالمخ يحدث بعد قطع توصيل الدم للمخ. غالباً يشمل صعوبة مع المشـى بيـرى Perry (١٩٦٩م) (٢٥)، نتيجته شلل على جانب من الجسم (شلل نصفى أو ضعف نصفى). بالرغم من أن تحليل المشية لم يظهر بوضوح فائـدة فـى عـلاج الضربة، عدد الدراسات البحثية يقترح تقييم دقيق لاضطراب المشـى ربمـا يحسن عملية صنع القرار ويؤدى إلى تحسن فى ناتج العلاج.

التعب الزائد : Excessive fatigue

يستخدم الجسم فى المشية الطبيعية ٦ طرق مختلفة (محددات المشية) لتقليل استهلاك الطاقة لينمـان وآخـرون .Inman et al (١٩٨١م) (١٣)، ساوندر وآخرون .Sounder et al (١٩٥٣م) (٣١) وهذه الطرق هى :

١- دوران الحوض Pelvic rotation.

٢- ثنى الحوض Pelvic tilt.

٣- ثنى الركبة فى مرحلة الوقفة Knee flexion in stance phase.

٤- طريقة الكاحل Ankle mechanism.

٥- طريقة القدم Foot mechanism.

٦- إزاحة جانبية للجسم Lateral displacement of the body.

هذه الطرق تتكسر فى المشية المرضية، مؤدية إلى زيادة استهلاك الطاقة وتعب أكثر سرعة. تحليل المشية ربما تكتشف الفقد لهذه الطرق، وتدريب المشية ربما يحاول استعادتها.

حالات تقييم الأعضاء : Orthopaedic conditions

ربما يكون مفيد فى حالات تقييم الأعضاء تحليل المشية. عندما يكون المريض عنده التهاب بالمفصل يؤثر على عدة مفاصل من المفروض حدوث عدة تغيرات للمفاصل فليس من الواضح أى مفصل نبدأ به. يسبب الألم أو نقص وظيفة المفصل غالباً تغيير فى نمط المشية، والتى بدورها تضع التعب على المفصل الثانى. لو تم استبدال المفصل الثانى قبل المفصل الأول غير العامل، ربما تؤدى إلى فشل مبكر. نتيجة العكس فى البيئة الميكانيكية. يستخدم تحليل المشية لاكتشاف هذا النوع من التأثير وتشير إلى الترتيب الأمثل لاستبدال المفصل روز (١٩٨٣م) (٣٠). حالات أخرى مثل تقويم التهاب المفصل بدون مضاعفات فى الركبة ربما تستفيد من التقويم قبل إجراء العملية بتحليل المشية. إعادة تركيب المفصل بوسائل تنظيف عالى للقصبة يعطى راحة للأعراض وربما يؤخر لسنوات الحاجة لاستبدال المفصل. تحليل المشية الذى يركز على زاوية الركبة والعزم حول المحور

الرأسى يعطى مؤشر جيد للنتائج المحتملة للعملية بوردر مـوز وآخـرون (١٩٨٥م) (٢٩)، وانج وآخرون (١٩٩٠م) (٣٨).

التقييم والتوثيق : Assessment and Documentation

يستخدم تحليل المشية غالباً فى تقويم وتوثيق الحالة الحالية للمريض، حتى عندما تكون البيانات لا تستخدم مباشرة كجزء من القرار الإكلينيكـى، مثل هذا التقويم ربما يؤدى فقط مرة واحدة أو يؤدى بتكرار لمراقبة التغيرات بعد فترة من الزمن.

التقييم لمرة واحدة ربما يفيد لتأكيد وظيفة. كمثـال ربمـا يسـتخدم للتمييز بين نشاط غير كافى وزيادة نشاط فى الرؤوس الثلاثـة للعضـلات الكعبية فى طفل يمشى مع قدم موجه للأرض. ربما تراقب قوة ونشاط هـذه العضلات خلال المشى من حالتها عندما تختبر يدوياً وتحليل المشية ربما يتم لعمل تشخيص دقيق. القياس لقدرة العضلة مفيد خصوصاً فى هذا النوع من الدراسة. ربما يستخدم أيضاً تحليل المشية لمرة واحدة لتأكيد أنـه لا يوجـد عيوب أخرى بالمشية التى ربما تفقد فى خلال فحص إكلينيكى أخر.

تحليل المشية المتكرر لنهاية فترة من الزمن ربما يكون ذو قيمة فى طريقتين- إما توثيق المسار الطبيعى لمرض أو مراقبة تأثيرات العلاج أيـاً كانت حالة المريض تتحسن أو تسوء.

The Summary : الملخص.

تحليل المشية باستخدام نظم قياس كينماتيكى وكيناتيكى، الآن تضـع طرق لها أهمية كبرى فى العلاج الطبى لظروف خاصة، خصوصاً الشـلل المخى. كل من تحليل المشية وأنواع أخرى من القياس ثلاثى الأبعاد ظهرت

كأداة قيمة لكل من البحث الطبى والأساس على تنوع من الاضطرابات العضلية الهيكلية.

اختبر معلوماتك :

١- اشرح كيف يمكنك الاستفادة من البيانات الكينماتيكية فى حل المشاكل الديناميكية لحركات جسم الإنسان.

٢- الهدف الرئيسى لبحوث الميكانيكا الحيوية هو تحديد الكمية النموذجية للقوة الناتجة عن طريق العضلات، والأوتار، والعظام. ولسوء الحظ القياس المباشر لهذه القوى يتطلب عزو ومخاطرة وضع التجهيزات التى حتمياً تعوق ملاحظة الحركة. ناقش العبارة السابقة فى إطار ما يلى: قدرة الديناميكا المعكوسة على قياس القوة الخالصة لجميع القوى الداخلية وعم فعل القوة عبر المفاصل المختلفة.

٣- اشرح كيف يمكن استخدام البارامترات الأنثروبومترية والكينماتيكية لحساب القوى وعزم القوى الخالص عند المفاصل.

٤- ضرب حارس مرمى كرة القدم، كرة القدم مما أدى إلى تحريك مركز ثقلها أفقياً لعجلة أفقية -٧٠م/ث، وكانت عجلته الزاوية -٣٢ زاوية نصف قطرية/ثانية، إذا علمت أن كتلة الكرة ٠,٢٦ كجم، وعزم قصورها الذاتى ٠,٠٠٥ كجم.م^{٢}، ما هى قيمة قوة ضربها؟ وما ذراع عزمها؟

٥- مرجح لاعب التنس المضرب فى المستوى الأفقى. وكانت عجلة مركز ثقل كتلة المضرب ٣٢م/ث^{٢}، وعجلته الزاوية ١٠I/ث^{٢}. وكانت كتلته ٠,٠٥ كجم وعزم ثقل كتلة المضرب عند قاعدة المضرب ٧سم، ٣٢سم على التوالى. ما هى القوة والعزم الخالص المؤثر على المضرب؟ إذا

كانت اليد تبعد حوالى ٦سم، وفسر معنى العزم الخالص (مثلاً، ما هـو الازدواج الحقيقى عند اليد؟، مع اهمال قوة الجاذبية؟

٦- احسب ردود فعل R_x، R_y، M_z عند النهاية المجهولة فى الرسم البيانى الحر للجسم التالى، علماً بأن كتلة الشخص هى ٨,٠كجم، وعزم قصوره الذاتى ٠,٢كجم.م٢ طول مركز الكتلة؟

٧- اعتبر أن الذراع ثبت أفقياً. ما هو رد فعل قوى وعزم مفصل الكتـف؟ مع التسليم بأن الذراع صلب وثابت ووزن العضد، الساعد واليد علـى التوالى ٤ ثقل كجم، ٣ ثقل كجم، ١ ثقل كجم. وبعد مركز ثقل كتلـتهم عن الكتف على التوالى ١٠سم، ٣٠سم، ٤٢سم؟

٨- اشرح المعايير العامة للمشية وزوايا المفاصل؟

٩- احسب القوى وعزم القوى المبذول على كل من حلقتى جهاز الحلق من لاعب الجمباز للثبات فى وضع الارتكاز التصالبى إذا علمـت أن وزن جسم اللاعب ٦٤ ثقل كيلوجرام، المسافة بين الحلقتين ٦سم وزاوية قبل تأثير محلة القوى على كل من الحلقتين على الخط الأفقى الواصل بـين نقطتى الارتكاز على الحلقتين والمار بعظم القـص للاعـب الجمبـاز مقدارها ٧٥°؟

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (٢٠٠٤م)، التحليل البيوميكانيكى لحركات جسم الإنسان (أسسه وتطبيقاته)، المكتبة المصرية للطباعة والنشر والتوزيع، الإسكندرية، ص(١٣٩-١٦٠).

2- Basmajian JV: (1974). Muscles alive: their function revealed by electromyography, Baltimore, Williams & Wilkins.

3- Bernstein, N.C.: (1967): Coordination and regulation of movements, London: Pergamon Press.

4- Boone, D.A. & Burgess, E.M.: (1989), Automated fabrication mobility aids: clinical demonstrations of the UCL computer-aided socket design system, Journal of Prothetics and Orthotics, 1, 187-190.

5- Bresler, B. & Frankel, J.P.: (1950), The forces and moments in the leg during level walking. American Society of Mechanical Engineers Transactions, 72, 27-36.

6- Cavagna, G.A. & Margaria, R.: (1966), Mechanical of walking. Journal of Applied Physiology, 21, 271-278.

7- Cunha, U.V. (1988), Differential diagnosis of gait disorders in the elderly, Geriatrics, 43, 33-42.

8- Engin, A.E. & Peindl, R.D.: (1987), On the biomechanics of the human shoulder complex-1:

Kinematics for determination of the shoulder complex sinus. Journal of Biomechanics, 20, 103-117.

9- Gagem, J.R., Fabian, D. Hicks, R. & Tashman, S.: (1984), Pre- and post- operative gait paralysis in patients with spastic diplegia: A preliminary report. Journal of Pediatric Orthopedis, 4, 715-725.

10-Goodfellow, J. & O'Conor, J.: (1978), The mechanics of the knee and prothesis design. Journal of bone and joint surgery, 60B, 358, 369.

11-Gregerson, G.G. & Lucas, D.B.: (1967), An in vivo study of the axial rotation of the humans thoracolumbar spine. Journal of bone and joint surgery, 49A, 247, 262.

12-Grew, N.D. & Harris, J.D.: (1979): A method of studying human body shape and movement- The "vector stereograph". Engineering in Medicine, 8, 116-118.

13-Inman, V.T.,. Ralson, H.J. & Todd, F.: (1981), Human walking, Baltimore, Williame and Wilkins.

14-Jefferson, R.J. & Whittle, M.W.: (1989), Biomechanical assessment of unicompartmental knee arthroplasty, total condylar arthroplasty and tibial osteotomy, Clinical Biomechanics, 4, 232, 242.

15-Klenerman, I., Dobbs, R.J., Weller, C., Leeman, A.L. & Nicholson, P.W.: (1988), Bringing gait analysis out of

the laboratory and into the clinic, Age & Ageing, 77, 397-400.

16-Lafortune, M.A. & Cavanagh, P.R.: (1985), The measurement of normal knee joint motion during walking using international pins, in M. Whittle & D. Harris (Eds), Biomechanical measurement in orthopaedic practice. PP. (224-243), Oxford, Clarendon Press.

17-Lehman, J.F., Condon, S.M., Price, R. & Delateur, B.J.: (1987), Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle foot orthoses, Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 68, 763-771.

18-Miller, D,I & R.C. Nelson: (1973), Biomechanics of sport. Lea & Febiger, Philadelphia.

19-Murray, M.P.: (1967), Gait as a total pattern of movement, American Journal of Physical Medicine, 46, 290, 333.

20-Murray, M.P., Kary, C. & Clarkson, B.H.: (1969), Walking patterns in healthy old men, Journal of Gerontology, 24, 169-178.

21-Murray, M.P., Mollinger, L.A., Sepic, S.B., Gardner, G.M. & Linder, M.T.: (1983), Gait patterns in above knee amputee patients: Hydraulic swing control vs.

constant friction knee components, Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 64, 339-345.

22-Ozkaya, N. and M. Nodrin: (1991), Fundamentals of biomechanicas, New York: Van Nostrand Reinhold.

23-Pamianpour, M., Nordin, M. & Khanovits, N.: (1986), The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns, Spine, 13, 982-992.

24-Paul, J.P.: (1966), Forces transmitted by joints in the human body, Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers, 181, 8-15.

25-Perry, J.: (1969), The mechanics of walking in hemiplegia, Clinical Orthopaedics & Related research, 63, 23-31.

26-Perry, J.: (1974), Kinesiology of lower extremity, bracing, Clinical orthopaedics and related research, 102, 18-31.

27-Perry, J.: (1992), Gait analysis: Normal and pathological function, Thorofare, NI: Slack.

28-Plagenhoef, S.: (1971), Pattern of human motion: A cinematographic analysis, Englewood Cliffs, NJ.: Prentice Hall.

29-Prodromos, C.C., Andriach, T.P. & Galante, J.O.: (1985), A relationship between gait and clinical change following high tibial osteotomy, Journal of Bone & Joint Surgery, 67A, 1188-1194.

30-Rose, G.K.: (1983), Clinical gait assessment: A personal view, Journal of Medical Engineering & Technology, 7, 277-279.

31-Saunders, J.B.D.M., Inman, V.T. & Eberhart, H.S.: (1953), The major determinants in normal and pathological gait, journal of bone and joint surgery, 35A, 543-558.

32-Shiavi, R.: (1985), Electromyographic pattern in adult locomotion: A comprehensive review, Journal of rehabilitative research and development, 22, 85-98.

33-Steiner, M.E., Brown, C. & Zarins, B.: (1990), Measurement of the knee: A comparison of the results with instrumented devices and clinical examination, Journal of Bone & Joint Surgery, 72A, 1307-1315.

34-Sutherland, D.H., Olshen, R.A.; Biden, E.N. & Wyatt, M.P.: (1988), The development of mature walking, London: McKeith Press.

35-Thurston, A.J.; Wittle, M.W.; Stokes, L.A.E.: (1991), Spinal and pelvic movement during walking. A new method of study, Engineering in Medicine, 10, 219-222.

36-Vaughan, C.L., Besser, M.P., Sussman, M.D. & Bowsher, K.A.: (1992), Biomechanics of human gait: An electronic bibliography, champain, IL: Human Kinetics.

37-Wagner, J., Sienko, S. & Susan, T.L: (1987), Motion analysis of SACH Vs flex foot in moderate and orthotics, 11, 55-62.

38-Wang, J.W., Kuo, K.N., T.P. & Galante, J.O.: (1990), The influence of walking mechanics and proximal surgery, 72A, 905-909.

39-Waters, R.L., Lunsford, B.R., Perry, J. & Byrd, R.: (1988), Energy- speed relationship of walking: standard tables, Journal of orthopatic research, 6, 215-222.

40-Whittle, M.W.: (1982), Calibration and performance of a three-dimensional television system for kinematic analysis, Journal of biomechanics, 15, 185-196.

41-Whittle, M.W.: (1987), Gait analysis. Its usefulness or otherwise. British Journal of Rheumatology, 26, (Abs), 86.

42-Whittle, M.W.: (1991), Gait analysis: am introduction, Oxford: Butterworth- Heineman.

43-Winter, D.A. (1990): Biomechanics and motor control of human movement, 2nd ed., Toronto: John Wiley & Sons.

44-Zatsiorsky, V,M.: (2001), Kinetics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics.

الفصل الرابع

الطاقة، الشغل، القدرة
Energy, Work, Power

الأهداف

تمهيد

أولاً : الطاقة، والشغل، وقوانين الديناميكا الحرارية

ثانياً : بقاء الطاقة الميكانيكية

ثالثاً : الإيرجوميترى : الطرق المباشرة

رابعاً : الأرجوميترى : الطرق غير المباشرة

خامساً : طرائق الأجزاء

سادساً : الكفاية (الفعالية) الميكانيكية

الملخص

اختبر معلوماتك

المراجع



الفصل الرابع

الطاقة، الشغل، القدرة
Energy, Work, Power

الأهداف Objectives

بعد قراءة هذا الفصل سوف يتعرف القارئ على ما يلى :

١- فحص مفاهيم كل من الطاقة والشغل وقوانين الديناميكا الحرارية.

٢- المدخل لمفاهيم بقاء الطاقة الميكانيكية.

٣- الطرائق المباشرة لقياس الشغل الميكانيكى.

٤- الطرائق غير المباشرة لتقدير الكمى لشغل الميكانيكى.

٥- فحص الكفاية الميكانيكية.

تمهيد : Review

يشير روبيرتسون وآخرون .Robertson et al (٢٠٠٤م) (٣) إلى أن الطاقة تعرف فيزيائياً كمقدار كمى على الرغم من شهرتها غير المفهومة جيداً. فمثلا: حتى الآن حدد الفيزيائيون أى ذرة أو جزء من الذرة أنه يطابق الوحدة الأساسية أو أصغر مقدار من الطاقة. أحد المصاعب لفهم الطاقة هى أنها تأخذ أشكال كثيرة. ونفس المشكلة فى شكل الطاقة التى تمكن انشتاين Einsten من قياسها بمعادلته الشهيرة وهى ($E= m\ c^2$) ولكن تظهر هذه الطاقة عندما يأخذ العصر مكانته فى نفس الموضوع. وتشتمل الأشكال الأخرى على الطاقات النووية Nuclear، والكهربية Electrical، الحرارية

Thermal (Heat)، الشمسية Solar والضوئية (Light)، والكيميائية Chemical، الميكانيكية Mechanical. وهى محور اهتمام متخصصوا الميكانيكا الحيوية. وفى هذا الفصل سوف نركز فى المقام الأول على الطاقة الميكانيكية.

أولاً : الطاقة، والشغل، وقوانين الديناميكا الحرارية :

Energy, Work, laws of thermodynamics

يمكن تحديد الطاقة كمقدرة لأداء الشغل، وبمعنى أخر القدرة على التأثير على حالة المادة. الطاقة كإحساس هى حركة الجزيئات أو الوضع لتوليد الحركة. فمثلاً كما سبق ذكره أن الحرارة شكل من أشكال الطاقة وهى اهتزاز للجزئيات. كلما زادت الإثارة كلما زادت الحرارة أو الطاقة الحرارية Thermal energy. يقاس المقدار الكمى للحرارة بدرجة حرارتها. جميع اهتزازات المادة لها مدى خاص: عند اقلال درجة حرارة هذا الاهتزاز نقول أنها مبردة.

تسمى أقل درجة حرارة الصفر المطلق Absolute zero، وفقاً للغياب الكامل للاهتزاز (الإثارة) والتى تطابق مع القانون الثالث لديناميكا الحرارية، ولا يمكن إنجازها حيث أنه لا توجد مادة أقل من الصفر المطلق (صفر كيلفين Kilven zero).

الديناميكا الحرارية هى مجال يركز على دراسة الطاقة وهو يقدر مقدار، وتحويل والتغير من شكل إلى أخر من أشكال الطاقة. إذا فكرنا مرة أن الطاقة هى كسائل الذى يتدفق من شئ إلى أخر. فى ظل ذلك تفهم أن الطاقة هى كخاصية للمادة. طبقاً للقانون الأول لديناميكا الحرارية، وايضاً يسمى قانون بقاء الطاقة، فى الاستخدام كمية ثابتة. ببساطة يمكننا القول أن فى النظام المغلق، كمية الطاقة فى النظام كمية ثابتة. لا يمكن خروج أو

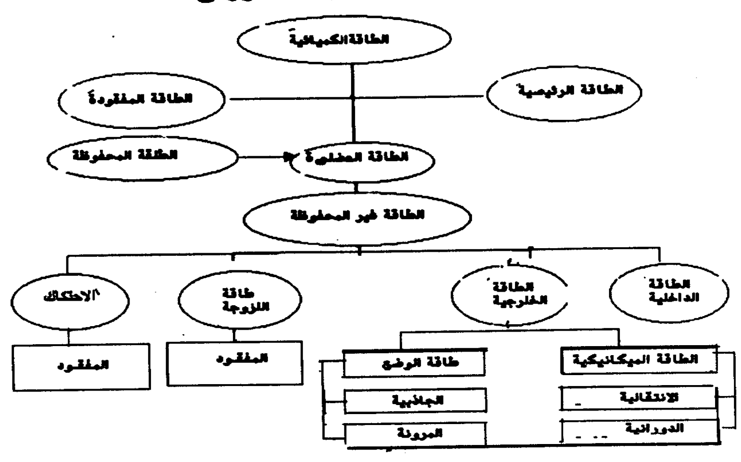
دخول أى قيمة فى النظام المغلق للطاقة. يمكن تغيير شكل الطاقة من خلال النظام، ولكن على المدى الطويل لا تدخل ولا تخرج أى قيمة لطاقة. وتظل القيمة الداخلية لها كمية ثابتة. بالطبع، ليس مسألة سهلة تقدير الكمية الكلية لمصادر الطاقة من خلال النظام.

ويشير جوردون وآخرون (٢٠٠٤م) (٣) أن رودولف Rudolph أول من وضح القانون الثانى للديناميكا الحرارية سنة (١٩٨٥م)، وقرر أنه عندما تحول الطاقة من شكل إلى شكل آخر- مثل عندما تنتج الكهرباء الضوء، وتنتج قدرة الماء الكهرباء، أو إنتاج الانقباض العضلى للطاقة البيوميكانيكية- يُفقد بعض هذه الطاقة وعلى المدى الطويل لا يمكن تحوله لشكل طاقة نافعة. أطلق رودولف على هذه الطاقة غير الصالحة للاستخدام اينتروبى Entropy: وهو عامل رياضى يعتبر مقياس للطاقة غير المستفادة فى نظام ديناميكى حرارى.

يمكن اعتبار الشغل Work كتغير الطاقة إلى شكل طاقة أخرى نافعة، ويسمى أيضاً التحول. فمثلاً عندما ترفع النار حرارة قدرة الماء أو توليد قوة التيار حركة فى المكبس (غطاء القدرة)، أو عندما يمر تيار الكهرباء فى سلك لمبة المصباح لتوليد الضوء، تتحول الطاقة هنا من شكل إلى شكل آخر. فى كل مرة تتحول فيها الطاقة من شكل إلى آخر بعض هذه الطاقة لا يستخدم فى العمل، معظم هذه الطاقة المفقودة تتحول لشكل طاقة حرارية. تعتبر حرارة الملابس gears، والزنبروك sprine، والأسطح Surfaces، والهواء عادة طاقة مفقودة. يمكن فى بعض الحالات حساب هذه الطاقة الحرارية أو المفقودة وإعادة استعمالها : ولكن أيضاً بعضها دائماً يتسرب حول البيئة المحيطة ولا يمكن تغطيته. تصبح هذه الطاقة انتروفى Entrophy.

ويجب على متخصصى الميكانيكا الحيوية أن يفهموا أن هناك تكلفـــة لتحويل الطاقة من شكل إلى آخر، هذه التكلفة تظهر فى شكل ارتفاع درجـــة حرارة الماكينات والعضلات وطول البيئة المحيطة.

يعرض الشكل (٤-١) رسم تخطيطى لتدفق الطاقـــة خـــلال جســـم الإنسان والمناطق المتعددة حيث تحدث فيها الانتروفى.



شكل (٤-١)

تدفق الطاقة من خلال جسم الإنسان إلى البيئة الخارجية المحيطة به، الطاقة الرئيسية تشمل طاقة جميع الأنسجة وتتضمن الهيكل العضلى. وتشمل الطاقة المفقودة جميع الطاقة التى يمكن على طول المدى الاستفادة منها نتيجة لحرارة البيئة المحيطة أو خلق تيار فى السوائل فى البيئة المحيطة (الهواء والماء). الطاقة المحفوظة هى الطاقة التى تعاد دورتها عن طريق تغيير الشكل من خلال الأعضاء أو بين الأعضاء

كمثال، تُفقد بعض الطاقة فى الاحتفاظ بالطاقة الكيميائية تظهر فـــى رفع درجة حرارة الجلد أو الملابس بالنسبة للبيئة الخارجية وهناك وســـيلتين أخرتين لفقد الطاقة الميكانيكية عن طريق الاحتكاك واللزوجة. يحدث الفقـــد الاحتكاكى حينما يحتك الجسم بالبيئة المحيطة به أو احتكاك الأنسجة داخـــل

الجسم والمعرضة للاحتكاك الداخلى. ويحدث الفقد عن طريق اللزوجة بسبب قوى المقاومة الناتجة عن التحرك خلال وسط مائع كمثل الهواء أو الماء، أو كنتيجة لخصائص لزوجة الأنسجة الداخلية المختلفة للجسم.

يحدث الشغل الميكانيكى عندما تتغير جميع الطاقة الميكانيكية للجسم. هذا المبدأ يسمى العلاقة بين الشغل- الطاقة وأسست على القانون الثانى لنيوتن. ومن الملائم وفقاً للقانون الثانى لنيوتن استخلاص العلاقة التالية :

الشغل الميكانيكى = التغير فى الطاقة الميكانيكية

↓ ↓

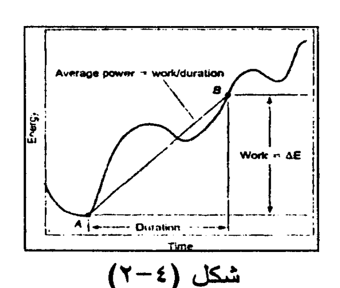
$$E_0 - E_1 = \Delta E = W$$

حيث أن الطاقة الميكانيكية الكلية لأى جسم (E) حددت كمجموع لطاقتى الحركة والوضع للجسم. حدد هذا النوع من الطاقة فيما بعد فى هذا الفصل. يعرض الشكل (٤-٢) العلاقة بين الشغل والطاقة. تذكر أنه بين النقطة A، والنقطة B، تغيرت الطاقة الميكانيكية للجسم. يمثل هذا التغير فى الطاقة الشغل الذى حدث على الجسم. إذا عرفت فترة دوام الشغل، يمكن حساب متوسط القدرة من العلاقة التالية :

$$\overline{P} = \Delta E / \Delta t = \text{work} / \text{duration} = W / \Delta t$$

يمكن حساب أى قدرة لحظية عند أى لحظة جزئية فى الزمن بواسطة تفاضل الزمن لمسار الطاقة. كما يلى :

$$P = dE / dt$$



شكل (٤-٢)

العلاقة بين الشغل والطاقة والقدرة المتوسطة

تذكر أنه يجب أن تكون وحدة كل من الشغل والطاقة متكافئة. وفقاً للاتفاق الدولى وحدة كلا الشغل والطاقة تسمى جول Joule، الجول هو الشغل المبذول بواسطة قوة واحد نيوتن التى تحرك أى شئ خلال مسافة متر فى اتجاه القوة. يكافئ الجول بعدياً الوحدات المستخدمة لعزم القوة وهى نيوتن. متر (N.m). مع ذلك يعطى الفيزيائيون الشغل والطاقة وحدات مختلفة تسمى (J) Joule- فى دليل جيمس بريزكوت James Prescott جول Joule. أسس الجول العلاقة الرقمية بين الشغل والطاقة الحرارية للمحركات الكهربائية. الجول نظام دولى للوحدات (SI) وحدة للشغل أو الطاقة (الميكانيكية، الكهربائية، الشمسية وهكذا) والنيوتن متر هى الوحدة (SI) لعزم القوة أو اللى Torque. وحدة (SI) للقدرة هى الوات Watt (يرمز له بالرمز W) والذى يعرف بأنه كمعدل لتوليد الشغل عند واحد جول خلال الثانية. سمى الوات بدليل جيمس وات Watt وهو الذى يصمم القوة الدافعة لرفع كفاءة قدرة الآلات الصناعية.

عندما يحدث الشغل بواسطة العضلات، ربما تستخدم بعض الطاقة الناتجة لتحريك التركيبات الداخلية والبعض ربما يستخدم لتوليد شغل على البيئة الخارجية المحيطة يسمى الشغل فى الحالة الأولى طاقة داخلية

Internal energy، وفى الحالة الثانية يسمى الشـــغل External energy (أنظر شكل ٤-١). ربما تعاد دورة توليد بعض الشغل بواسطة بقاء القوى. يتضمن الشكل (٤-١) أيضاً سلوك هذه الطريقة. تقل كمية عمـــل العضـــلة والطاقة الكيميائية المكتسبة عن طريق النظام فى إعادة دورة الطاقة. الشغل المبذول على البيئة المحيطة يمكن يبذل ضد قـــوى الاحتكـــاك أو اللزوجـــة (المقاومة) أو يمكن استهلاكه فى تغير طاقة الوضــــع و/أو طاقـــة الحركـــة للأشياء فى البيئة المحيطة. كمثال، عندما يرفع الشئ لارتفاع، تزيد طاقتـــه الوضعية. تزيد طاقة وضع الاستطالة Elastic Potential Energy عـــن طريق الضغط لأسفل على الشئ المشابه للزنبرك مثل سلم القفز المتحرك فى الغطس أو سلم القفز ذو الذبذبة العالية فى القفز على حصــــان القفـــز فـــى الجمباز أو الزانة فى القفز بالزانة فى ألعاب القوى.

عندما ترمى الكرة تتولد الطاقة الخارجية بواسطة الجسم وتظهر فى شكل طاقة حركية انتقالية و/أو دورانية للكرة. تظهر الطاقة الحركية الانتقالية على شكل سرعة خطية بينما الطاقة الحركية الدورانية تظهر نفسها فى لـــف الكرة.

الطاقة الداخلية المختارة فى الشكل (٤-١) تظهـــر طــــاقتى وضـــع وحركة، ولكن فى حالة استخدامها لعمل شغل على شئ خــــارجى، تســـتخدم لتحريك التركيبات الداخلية. وتلك تظهر كحركات للأطراف العليا والســـفلى وتعتبر المكلفة لأداء المهمة. تتطلب بعض المهام كمثـــل مســـتوى المشـــى، الجرى والتبديل فى الدراجة كميات صغيرة للشغل الخارجى لحصول الفـــرد على رفع السرعة ولكن عندئذ يتطلب شغل داخلى أساسى للحصـــول علـــى السرعة. فى حين تتطلب بعض المهام الأخرى كمثل الرفع لأعلى والوثـــب لأعلى كمية صغيرة من الشغل الداخلى، ولكن نسبياً كميات كبيرة من الشغل

الخارجى. الفصول التالية سوف تركز الاحتواء على طـرق حسـاب تلـك الكميات المتنوعة للحركات المتسعة لتنوع حركات جسم الإنسان.

ثانياً : بقاء كمية الطاقة الميكانيكية :

Conservation of mechanical energy

يجب حدوث إجراءات خاصة لبقاء الطاقة الميكانيكية. يحدث بقـاء الطاقة الميكانيكية عندما يبقى حمل جميع القوى وعزمها على أى جسـم أو عضو منفرد. حيث تبقى محصلة القوة المبذولة علـى الجسـم هـى القـوة المتبقية. تبقى القوة أو عزم القوى عندما يتولد شغل لتحرك الجسم من نقطة إلى أخرى. ولا يعتمد على المسار المأخوذ، ويكون ذلك عندما يتولد الشـغل معتمداً فقط على وضع كلا النقطتين. يشتمل بقاء القـوى قـوى الجاذبيـة، والقوى النموذجية للزنبرك، ومرونة التصادم، وقوة الشد النموذجية للبندول، والقوة العادية للسطح غير المحتك. يعرض الشكل (٤-٣) ظهور بقاء تلـك القوى.

شكل (٤-٣)

أمثلة لبقاء القوى

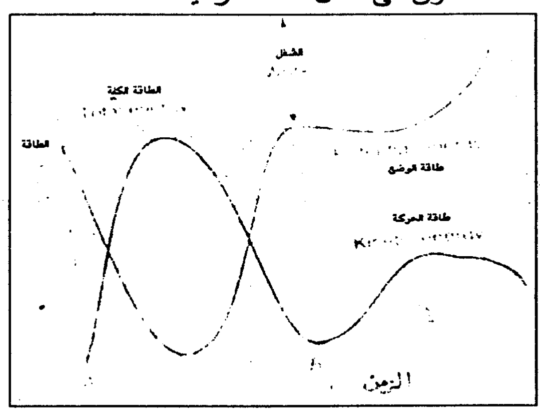


النتيجة الطبيعية التابعة لتعريف بقاء القوة هى أنه عدم توليد شغل بعد الفعل خلال المسار المغلق. كمثال، إذا اتصل الوزن بزنبرك مستقيم وانطلق حيث يعود الزنبرك لطوله المستقيم الأصلى بدون مساعدة من قوى أخرى، حيث لا يتولد شغل وتعتبر قوة الزنبرك باقية.

يتأثر الشغل المبذول بواسطة القوة غير المحفوظة (الباقية) عن طريق المسار الذى يأخذه عندما يتحرك الشئ من النقطة إلى نقطة أخرى. تشتمل القوى غير الباقية على قوى الاحتكاك، اللزوجة (مثل احتكاك الموائع)، وقوى مرونة اللزوجة Viscoelastic (مثل العضلة والوتر) وقوى تغير شكل المرونة. قوى الاحتكاك قوى غير باقية لأنها كمية الشغل المبذول الذى يزيد بطول المسار بين النقطتين. يتطلب المسار الأكبر بذل شغل أكثر. نفس الحقيقة بالنسبة لقوى اللزوجة، يعتمد زيادة الشغل المبذول على قوى اللزوجة لزيادة سرعة المسار المأخوذ- كلما زادت سرعة الحركة خلال الوسط اللزج كلما زاد الشغل المبذول. عموماً المقاومة القليلة لقوى اللزوجة تزيد مع مربع السرعة.

معظم بقاء القوى نماذج حيث لا يمكن تحولها فيزيائياً. فمثلاً الزنبركى النموذجى يستعيد جميع طاقته حيث ينتقل من الاستطالة أو الضغط إلى وضعه الأصلى. فى الحقيقة جميع الزنبركات تخضع للقانون الثانى لنيوتن للديناميكا الحرارية وفقدان بعض الطاقة فى شكل حرارة. بالمثل لا تحدث مرونة الشد الخالصة فى الطبيعة. تحدث مرونة الشد عندما يسقط الجسم من ارتفاع معين ويرتد لنفس الارتفاع. فى الحقيقة جميع نتائج الشد هى انخفاض فى ارتفاع الارتداد و/أو بعض حرارة تغيير شكل السطح. تحدث مرونة الشد عندما الجسم لا يرتد اطلاقاً.

قوى الجاذبية حقيقة باقية بسبب غياب القوى غير الباقية أى تغير فى طاقة الوضع يسبب تبعاً له تغير فى طاقة الحركة. فمــثلاً إذا ســمح الشــئ بالسقوط تزيد طاقة حركته بنفس كمية اقلال طاقة وضعه لذلك يظل مجموعة طاقة الجسم ثابتة (هكذا تبقى طاقته). تعتبر قوى شد البندول أيضــاً باقيــة وترتبط نموذجية الشغل بقوة الجاذبية. يعرض الشكل (٤-٤) البندول البسيط عند الزمن A، البندول أو الجسم عديم الحركية عند ارتفاع خــاص جميــع طاقته فى شكل طاقة وضع للجاذبية ولكن فى حال انطــلاق الجســم يقــل ارتفاعه وطاقة وضعه وفى نفس اللحظة تتحول إلى زيادة الطاقة الحركيــة بنفس الكمية التى قلها طاقة وضعه حتى يصل إلى قاع المرجحة. عند تلــك النقطة (وسط المسار بين A، B) لا يمتلك الجسم طاقة وضــع وفــى هــذه الحالة، جميع طاقته تكون فى شكل طاقة حركية.



شكل (٤-٤)

طاقة البندول. يبقى البندول من الزمن A إلى الزمن B. بين الزمنين B، C شغل مبذول لرفع البندول إلى أعلى مستوى طاقة.

يعرض أيضاً كميات الطاقة الانتقالية والوضع

تجهز طاقة الحركة المصاحبة الضرورية لمرجحة الجسم للخلف إلى ارتفاعه الأصلى عند الزمن B. من الزمن B إلى الزمن C تعمل القوة غير الباقية لرفع الجسم إلى ارتفاع جديد ومستوى طاقة جديد- ذلك هو فعل الشغل. إذا سمح للجسم عندئذ للمرجحة تحت تأثير بقاء القوى (الجاذبية وقوة شد سلك البندول)، الجسم سوف يدور للخلف بقوة عند مستوى الطاقة الجديد، التغير الداخلى لطاقة الوضع وطاقة الحركة بدون كلفة للنظام.

بالنسبة لجسم الإنسان وبخاصة خلال المشى بعض الطاقة تحفظ بواسطة الأجزاء الأولية للجسم لتعمل كبندولات بسيطة. وعلى أية حال هناك تكون طريقة أخرى للبقاء يمكن أن تاخذ مكانتها. وهى تكون ممكنة لتحويل الطاقة أولاً بين الأعضاء المجاورة، كما فى حالة تجميع البندولات. بالنسبة لحدوث هذا يجب أن تتصل، الأعضاء بالتقريب بالمفاصل عديمة الاحتكاك والعضلات التى تعمل عبر المفاصل يجب تكون إيجابية أو تعمل بإمكانية تحويل الطاقة عرض كل من ايلفتمان Elftman (١٩٣٩، أ، ب) (٦، ٧)، وينتير وروبيرتسون Winter & Robertson (١٩٧٩م) (١٦) وآخرون إن كل الحالات تحدث خلال مرحلة المرجحة فى الخطوة. عرضوا أن الطاقة الأصلية فى الرجل والقدم تتحول لمساعدة الفخذ من خلال المرجحة لأعلى أكثر من ذلك، نفس هذه الطاقة تتحول لخلف الرجل والقدم مباشرة قبل ضرب الكعب، حيث يصل الفخذ لأقصى ثنى عندما يقل الميكانزم يحتاج تكلفة الطاقة الكيميائية، تنتج طاقة كيميائية وميكانيكية أكثر لمساعدة الشغل الضرورى لتجهيز الأعضاء. فمثلاً، خلال العدو أشار كل من ليمير وربيرستون Lemaire & Roberston (١٩٨٩م) (١٣)، فارداكسيز وهوسبزاكى Vardaxis & Hasizaki (١٩٨٩م) (١٤) إن هناك زمن كاف لفعل حركات البندول البسيطة أو المركبة خلال مرحلة الرجل. "هؤلاء الباحثين أوضحوا أن فى بعض الرياضيين الطاقة المطبقة عند معدل ٤٠٠٠ وات/ ث (Watts) لمرجحة الفخذ لأعلى أن حوالى ٣٦٠٠ وات يقودها

للخلف ولأسفل قبل اللمس لأسفل على المضمار. لا ينتظر اللاعبون لمساعدة بقاء الطاقة الضرورية لدورة الطرف السفلى خلال الجرى والعدو : تكتسب القوى غير الباقية عوضاً عن بقاء القوى يسمى مقيـــاس الشـــغل المبـــذول بواسطة القوى غير الباقية ايرجوميترى Ergometry.

ثالثاً : الايرجوميترى : الطرق المباشرة :

Ergometry : Direct Methods

في الحقيقة أن الايرجوميترى مقياس للشغل. تجريبياً، الايرجوميترى أى نظام أو تكنولوجيا التى تقدر القيمة العديدة للشغل المبذول خلال النشاط. يستخدم المتخصصون فى علم الحركـــة والتربيـــة الرياضـــية كثيـــر مـــن الارجوميترات التجارية ولكن الأكثر انتشاراً هـــو ربمـــا يكـــون الدراجـــة الارجوميترية. والاكتشافات الأكثر انتشاراً الموجودة فى معامـــل الأبحـــاث وحجرات التمرين تشتمل على ماكينـــات التجـــديف Rowing machines. على أية حال بعض هذه الاكتشافات تفتقر معايرتها لدقـــة القيـــاس بالنســـبة لنوعية الايرجوميتر، هذا الاكتشاف يجب يقيس كحد أدنى شـــيئين- القـــوة والإزاحة أو عزم القوة والإزاحة الزاوية. ذلك لأن الشـــغل يحـــدد كنتـــائج لأزمنة القوة والإزاحة أو المسافة الانتقالية.

لأكثر دقة، يحدد الشغل كمقياس Scalar أو نقطة إنتاج القوة والإزاحـــة. لذلك يحدث الشغل عن طريق نقل محصلة القوة على أى جسم كما يلى :

$$W = \vec{F} \cdot \vec{S} = F_x S_x + F_y \cdot S_y = F S \cos \phi$$

حيث أن W = الشغل المبذول، $\vec{F}$ (F_y, F_x) = محصلة القوى، $\vec{S}$ و(S_y, S_x) = الإزاحة، ϕ = الزاوية بين القوة ومتجهات الإزاحـــة. عنـــدما يستخدم عزم القوة الشغل المبذول تقدر مقداره كما يلى :

$$W = M \theta$$

حيث أن M = محصلة عزم القوة، θ = الإزاحة الزاوية للشـــئ، إذا امتلك الجسم محصلة قوة لا تساوى صفر وعزم قوة لا يساوى صـــفر، إذن الشغل المبذول يكون مجموع المعادلتين السابقتين. تذكر أن لإضافة الشـــغل المبذول بواسطة محصلة القوة ومحصلة عزم القوة، وحدات القياس يجب أن تكون هى نفسها. وحدات شغل القوة تظهر لتكون نيوتن.متر (N.m) ولكـــن تلك الوحدات تكافئ بعدياً للجول. يظهر الشغل المبذول بواسطة محصلة عزم القوة كوحدات نيوتن. متر. زاوية نصف قطرية، ولكن لأن النيوتن ميترات تكافئ الجولات وزوايا النصف قطرية هى بدون أبعاد، تلك الوحدات تكـــافئ بعدياً لوحدات الشغل الناتج بواسطة القوة والمسمى بجولات.

يمكن قياس الشغل المبذول فى كثير من الحالات باستخدام القوى أو عزم القوة. فمثلاً على دراجـــة ارجـــوميتر مونـــارك Monark Bicycle Ergometer، يمكن قياس الشغل المبذول بواسطة عزم القوة الناتج بواسطة أزمنة نظام فرملة العجلة الطائرة وعدد دورانات العجلة الطائرة (أزمنة Mt لتحويل دورانات العجلة الطائرة إلى زاوية نصف قطرية). يجب أن يكـــون عزم القوة بوحدة نيـــوتن. ميتـــرات ويعتمـــد علـــى وضـــع تحميـــل ذرع الأرجوميتر. معايرة معظم الأرجوميترات تستخدم الوحدة المطلقة للكيلوبوند Kilopond، التى تكافئ لوزن (قوة) كتلة لواحد كيلوجرام. لتحويـــل حمـــل الكيلوبوند إلى القوة المكافئة له بالنيوتن، تضرب الحمل فـــى قيمـــة عجلـــة الجاذبية الأرضية ٩,٨١ م/ث٢. وذلك كما يلى :

$$F(\text{newtons}) = \text{Load (kilopond)} \times 9.81\ (\text{newtons/kilopond})$$

للحصول على عزم القوة المولد بواسطة الحمل، نضرب أزمنة القوة فى الزاوية النصف قطرية للعجلة الطائرة. هذه المســـافة هـــى ٢٥,٤٦ســـم (محيط الدائرة= ١٦٠سم) بالنسبة لدراجة ارجوميتر مونارك. لذلك، الشـــغل المبذول (W) يستخدم عزم قوة يضاهى ما يلى :

$$W = M\,\theta = Fr\,\theta$$

حيث أن F = الحمل بالنيوتن، r = نصف قطــر الــدوران للعجلــة الطائرة، θ = الإزاحة الزاوية للعجلة الطائرة. فى الواقع القــوة أو الحمــل لحزام الايقاف يولد احتكاك دورانى يكافئ للاحتكاك الخطى لفعل قوة المماس للعجلة الطائرة. لذلك :

W= F(N) x radius (m) x rotations (revolutions x 2 μ (radians/ revolution)

عادة يقاس الشغل لدراجة ارجوميتر مونارك تستخدم عدد دورانــات الكرنك كبديل لعدد دورات العجلة الطائرة. فى الارجوميتر المعــاير دورات (لا عجلة طائرة) كل كرنك تكافئ ازاحة ٦ متر لنقطة على إطــار العجلــة الطائرة. لذلك :

W = load (kilopond) x 9.81 x carank rotations x 6 (m/revolution)

فى كل حالة وحدة الشغل هى الجولات.

يمكن استخدام المشاية أيضاً Treadmill كارجوميتر يجرى الفــرد عند سرعة ثابتة ويميل لاحداث كمية شغل تكافئ لرفع وزن الجسم لأعلــى لارتفاع معين. بحسب الارتفاع عن طريق ضرب سرعة المشاية فى الزمن المستغرق للجرى بالثوان فى جا زاوية الميل. كما يلى :

W = body weight (N) x speed (m/s) x duration (s) x Sin γ

حيث أن γ = زاوية الميل على المشاية، تذكر أن التركيز علــى لا يعطى لمسافة الانتقال الدافعية ولكن فقط لتفضيل ارتفاع الشخص الذى سوف يرتفعه للارتفاع المكافئ وتسلم أيضاً أن لا شغل بذل ضد خدام المشاية كناتج لامتطاط أو احتكاك وحيث السرعة هى ثابتة من خلال الجرى.

رابعاً : الأرجوميترى : الطرق غير المباشرة :

Ergometry : Indirect methods

فى الحقيقة أن جميع طرق تحديد الطاقة الميكانيكية لأى نظام هـى غير مباشرة لعدم وجود طريقة مباشرة لقياس تدفق الطاقة فى النظام أينمـا تكون. مثال لذلك عداد الكهرباء فى المنزل. عندما تعزز القياس غير المباشر لطاقة الميكانيكية، نحن نشير إلى طريقتين حيث تحدد القيمة العددية لحركـة الأجسام، وتسمى طاقتها الحركية Kinetic energies، ووضع الأجسام فيما يتعلق بثبات الكادر المرجعى، وتسمى طاقتها وضعية Potential energy. ويوضح مجموعة طاقتى الوضع والحركة الطاقة الميكانيكية الكلية.

لتسهيل تحليل بعض النظم، يمكن اختصار وضع وحركـة النظـام بالتركيز فقط على نظام مركز الجاذبية عند الكتلة كنقطة. عندما تحلل الكتلة كنقطة تعرض فقط نوعين من الطاقة طاقة الحركة الانتقالية Translation Kinetics Energy، طاقة وضع الجاذبيـة Gravitational potential energy. نسلم بأن أفضل نموذج لجسم الإنسان حيث يعتبر جسم الإنسـان نظام مركب داخلياً من أجسام صلبة أو أعضاء. فى هذه الحالة، يشتمل كـل عضو على نوع إضافى من الطاقـة يسـمى الطاقـة الحركـة الدورانيـة Rotational kinetic energy. وحتى الآن من النادر محاولة نمذجة كـل عضو كجسم متغير الشكل، بينما فى حالة طاقة الوضـع المرنـة Elastic potential energy تكون ضمن المركب الكلى لطاقة الميكانيكية.

يمكن تحديد القيمة العديدة لكل من تلك الطاقات بمعرفـة كينماتيكـا الجسم أو أجزائه. وسوف نتناول طرق تحديد الطاقة لكـل نقطـة وكـنظم للأجسام الصلبة. المدخل المتاح يستخدم علاقة الشغل- الطاقة. توازن هـذه العلاقة الشغل المبذول على الجسم لتغيير الطاقة الميكانيكية للجسم. بالإضافة لذلك يمكن حساب الطاقة الميكانيكية بتحديد الشغل المبـذول علـى الجسـم

بواسطة كلا القوى الداخلية والخارجية. هذا المدخل وصف في الفصل المسمى طرق الديناميكا المعكوسة.

طرق نقطة الكتلة : Point mass methods

سبق وأشرنا إلى أنه يمكن دراسة جسم الإنسان عن طريق دراسة مسار مركز ثقل كتلته الممثل فى نقطة تكون فيها مجموع القوى وعزومها المؤثرة فيها تساوى صفر. وفى هذه الحالة يمكن دراسة الطاقة الميكانيكية لهذه النقطة وتحديد مقدارها رقمياً من الحركة الانتقالية لها. أكثر الطرائق المنتشرة للحصول على الحركة الانتقالية (الخطية) هى ترقيم إحداثيات العلامات المتصلة بالجسم وبعد ذلك حساب التفاضل للحصول على السرعات الخطية. المدخل الأسهل ولكن الأقل دقة هو تحديد وضع مركز كتلة الوضع وتحديد المسار. كذلك أسلوب، الطاقة الكلية للكتلة كنقطة هى مجموع طاقة وضع الجاذبية مضافاً إليها طاقتها الحركية الانتقالية كما يلى :

Gravitational potential energy :

$$E_{gpe} = m\,g\,y$$

Translational kinetic energy :

$$E_{tke} = ½\, m\, v^2 = ½\, m \left(v_x^2 - v_y^2\right)$$

Total mechanical energy :

$$E_{tme} = E_{gpe} + E_{tke}$$

حيث أن m = كتلة الجسم، g = عجلة الجاذبية الأرضية وهى ٩,٨١م/ث٢، y = ارتفاع الجسم فوق المحور المرجعى الأفقى، (v_x, v_y)= سرعة النقطة فيما يتعلق بالمحاور المرجعية الثابتة. يستخدم العديد من الباحثين هذا المدخل لتحديد المقدار الرقمى للشغل المبذول خلال المشى، والجرى، والعدو.

خامساً : طرائق الأجزاء : Segmental methods

عادة تحسب طاقة وضع الجاذبية، وكلا الطاقتين الانتقالية والدورانية الميكانيكية لحساب الطاقة الميكانيكية الكلية للعضو. هذه المعادلة صحيحة بالنسبة لأى جسم صلب ولكن الجسم متغير الشكل، تشتمل المعادلة أيضاً على طاقة الوضع المرنة. فى معظم الدراسات البيوميكانيكية، لا يمكن حساب طاقة الوضع المرنة لأن كمية التشوه تكون صغيرة لدرجة يصعب معها قياسها للحصول عليها. أيضاً إذا أمكن تحديد تلك العوامل تخزن كمية الطاقة فى هذه الطريقة غير مكفول التكلفة.

تحدد المعادلات التالية كيف تحسب الطاقة الميكانيكية الكلية (E_{tme}) للأعضاء (الأجزاء).

Gravitational potential energy :

$$E_{gpe} = m\,g\,y$$

Translational kinetics energy :

$$E_{tke} = ½\,m\,v^2 = ½\,m\left(v_x^2 - v_y^2\right)$$

Rotational kinetic energy :

$$E_{rke} = ½\,I\,\omega^2$$

Total mechanical energy :

$$E_{tme} = E_{gpe} + E_{tke} + E_{rke}$$

حيث أن m = كتلة العضو، g = ٩,٨١ م/ث٢، y = ارتفاع العضو أعلى المحور المرجعى الأفقى. (v_x, v_y) = سرعة مركز ثقل كتلة العضو فى كلا الاتجاهين (x, y)، I = عزم القصور الذاتى للعضو حول مركز ثقله، ω = السرعة الزاوية للعضو. للحصول على الطاقة الميكانيكية الكلية للعضو تجمع الطاقات الفردية للأعضاء كما يلى :

Total body mechanical energy

$$E_{tb} = \sum_{s=1}^{S} E_{tmels}$$

حيث أن S = عدد الأعضاء فى نموذج جســم الإنســان، E_{tmels}= الطاقة الكلية الميكانيكية للأعضاء.

يختلف عدد الأعضاء من دراسة إلى أخرى ويعتمد علــى الحركــة والتسليم بأى الجانبين متجانس.

سادساً : الكفاية (الفعالية) الميكانيكية : Mechanical efficiency

عموماً الكفاية الميكانيكية أو الفعالية الميكانيكية والتــى يرمــز لهــا بالرمز (ME) تحدد إما بالشغل المبذول بواسطة نظام يقسم بواسطة تكلفــة الطاقة لنظام الجرى (الزمن ١٠٠%) أو ناتج القدرة لنهاية مــدخل القــدرة وتكون كما يلى :

$$ME = 100\% \times W_{output} / W_{input}$$
$$= 100\% \times P_{output} / P_{input}$$

نسبياً قياس المدخل والناتج لكل من الشــغل والقــدرة فــى الــنظم الميكانيكية والكهربائية سهل. على سبيل المثال، قيس تكلفة المــدخل لآلــة بواسطة كمية الوقود المستهلك أو الكهرباء المستخدمة. مخــرج الشــغل أو القدرة تحديده صعب ولكن يعتمد على من أجل ماذا تستخدم الآلة. هى قيست بواسطة الشغل النافع المبذول. بالطبع، لا توجد آلة يمكن إنجازها إن يكــون بكفاية ١٠٠%. بعض الطاقة تفقد كحرارة احتكاك أو مقاومة اللزوجة، للباس ميكانيكى لأجزاء النظام. النظم الميكانيكية النموذجية فى الحقيقــة إنجازهــا بكفاية تزيد عن ٣٠%، والنظم الكهربية تزيد أكثر من ٤٠%.

تحدد الكفاية الميكانيكية بالنسبة لنظام البيولوجى كشغل ميكانيكى بذل لنهاية زمن التكلفة ١٠٠%. عموماً يعتبر الشغل الميكـانيكى هـو الشـغل الخارجى المبذول بواسطة الجسم على البيئة الخارجية. هذه القيمة الرقميـة للشغل حددت فيما سبق. على أية حال حديثاً حدد الشـغل المبـذول كشـغل ميكانيكى كلى بذل بواسطة الجسم- وبمعنى أخر، الشغل الخارجى يضـاف للشغل الداخلى المبذول. سبق تحديد هذين الاصطلاحين فى هـذا الفصـل. والسبب فى حدوث استرجاع التحديد هو صفر شغل بارادوكس Zero-work paradox.

يحدث صفر شغل بارادوكس عندما الفرد أو الماكينة تنتقل (المشى، الجرى، التبديل، أو حركات أخرى)، وبمتوسط سرعة ثابـت علـى طـول مستوى السطح. يمكن قياس الناتج بواسطة حساب تكلفة الطاقة للنشاط. فـى حالة جسم الإنسان تقاس تكلفة الطاقة من الاستخدام البيولوجى الغذائى، كمثل ثلاثى فوسفات أدينوسين Adenosine triphosphate (ATP)، أو فوسفات الكرياتين Creatine phosphate (CP)، أو بصورة غير مباشرة بواسطة كمية استهلاك الأكسجين بواسطة النشاط. على أية حال فـى جميـع تلـك الحالات يكون الشغل الميكانيكى المبذول صفر لأن هناك لا يوجد تغير فـى الطاقة الميكانيكية للجسم. لأن تحرك الجسم على طول سطح مستوى، وليس هناك تغير فى طاقة وضع الجاذبية ولأن الجسم يمتلك سرعة ثابتة، ولـيس هناك تغير فى الطاقة الحركية (مع وضع فى الاعتبار أن تكلفـة الاحتكـاك مهملة).

للايضاح، يمكن تنتقل الماكينة أو الشخص لمسافة بكفاية أو بـدون كفاية. كمثال، نفترض أن أحد الأشخاص يسير بسرعة فى خط مستقيم مـن النقطة (أ) إلى النقطة (ب) أو يتسكع بين نقطتين أو يحجل على رجل ويعرج

على الأخرى. فى جميع الحالات السابقة إذ بدأ الفرد بنفس السـرعة التـى انتهى إليها فليس هناك أى شغل مبذول يمكن قياسه إذا قـيس فقـط الشـغل الخارجى.

بالطبع التكلفة الفسيولوجية انعكاس لأى حركات غير عادية وبـدون فعالية خلال المهام الحركية، لذلك معظم نماذج فعالية المشى تمتلـك تكلفـة أقل. وهى تشبه اختيار نفس خطوة المشى فى المثال التى تنـاقش الخطـوة الأكثر كفاية. ولكن القياسات الفسيولوجية لا تخبر الباحثين أين خـط عـدم الكفاية. لحل تلك المشكلة، العديد من الباحثين تضمن الشغل المبذول الداخلى فى صورة كسر لدرجة أن الكفاية الميكانيكية حددت كما يلى :

$$ME = \frac{100\% \text{ x } (\text{external work} + \text{internal work})}{\text{physiological cost}}$$

بسط الكسر (الشغل الداخلى + الشغل الخارجى) هو أيضاً المسـمى الشـغل الميكانيكى الكلى وهو أفضل قياس عن طريق مجموع تكامل القدرة المكلفـة المنتجة بواسطة عزم القوة الخاص، ولكن هى ربما أيضـاً تقـدر بواسـطة مجموع القيم المطلقة لتغيرات فى الطاقة الميكانيكية الكليـة للجسـم. هـذه المقاييس بالإضافة إلى تقييمها للكفاية كنماذج الحركية تسـاعد أيضـاً فـى مطابقة أين أنتجت الطاقة الميكانيكية وأهـدرت. ويمكـن مطابقـة خـروج وضعيتهم. بالرغم من أن حساب تكلفة الطاقة الميكانيكية بهذه الطريقة غيـر تام، على الأقل يمكن للفرد التبصر بالفوز بكيفية أداء عامل فى أى نشـاط. على أية حال تحدد صعوبة المصدر الآخر القيمة الكمية للكفاية الميكانيكيـة فى النظام البيولوجى بالضبط فى كيفية حساب التكاليف الفسيولوجية. يستخدم كلا متخصصى الفسيولوجى والميكانيكا الحيوية فى تقدير تكـاليف الطاقـة

طريقة غير مباشرة هى الكالوريميترى Calorimetry. وهذه الطريقة تسلم بأن استهلاك الأكسجين يتكافئ مع تكاليف الطاقة Energetic costs. مازال البحث جارى فى الأنشطة الفرعية، باستثناء الأنشطة التى تتجاوز نتائج العتبة الفارقة، اللاهوائية Anaerobic threshold تراكم حامض اللاكتيك والدين الأكسجينى. الدين الأكسجينى هو كمية الأكسجين المستهلكة التى يحتاجها الجسم لإعادة الاحتفاظ بتوازن حالته. هذه التكلفة يجب أن تتضمن جزء من التكلفة الفسيولوجية للحركة ولكنها لا تتضمن ذلك إذا المختبر أوقف قياس تكلفة الأكسجين فى نهاية النشاط. لاخضاع التكلفة الفسيولوجية للتصحيح، سوف يقدر الباحثون القيمة الرقمية لتكلفة الأكسجين حتى يعوض الدين الأكسجينى. تظهر الصعوبة فى التحديد بالضبط عندما يحدث هذا ولمدة طويلة لاسترجاع توزانه.

الملخص : Summary

تناول هذا الفصل تفاصيل كيفية حساب أو قياس كل من الطاقة الميكانيكية والشغل والقدرة للحركات المستوية لجسم الإنسان. عرضت طرق حساب الشغل للجسم كله وكل جزء من أجزائه والشغل المبذول بواسطة عزم القوة عند كل مفصل. سلطت الأضواء على أكثر الوسائل النافعة فى الميكانيكا الحيوية- تحليل قدرة المفصل، التى تخبر الباحث بالطاقة الميكانيكية المستهلكة وأين تتحول من خلال الجسم وأين تنتج.

أختبر معلوماتك :

تطبيقات

مشكلة حركية (١)

احسب الشغل المبذول على دراجة الارجوميتر إذا بدل الفرد ضد مقاومة ٢,٥ حمل شغل كيلوبوند لمدة ٢٠ ثانية عند معدل ٦٠ دورة / ثانية. علماً بأن كل دورة تكافئ ٦ متر من الحركة الخطية للحداقة؟

أولاً : تحول الشغل لنيوتن :

٢,٥ × ٩,٩١ = ٢٤,٥٣ نيوتن

ثانياً : تحسب عدد الدورات للكرنك :

عدد الدورات = ٦٠ × ٢٠ = ١٢٠٠ دورة / ثانية

أخيراً – تحسب الشغل :

الشغل (W) = ٢٤,٥٣ × ١٢٠٠ × ٦ = ١٧٦,٦١٦ جول

= ١٧٦,٦٠ جول

مشكلة حركية (٢)

احسب الشغل المبذول والقدرة الناتجة عندما يتحرك لاعب ألعاب القوى كتلته ١٨٠ كيلوجرام للبدء من الوقوف لإنجاز سرعة ٦م/ث في ٤,٠٠ ثوان. علماً بأن اللاعب جرى على سطح مستوى وأهملت طاقته الدورانية؟

الحل

$W = \Delta E = E_{final} - E_{initial}$

تفترض أن التغير فى الطاقة نتيجة للتغير فى السرعة .

$W = ½ m v^2 - 0 = ½ \times 180 \times 6^2 = 3240$ J

Power = Work/ duration = 3240/4 = 810 W

مشكلة حركية (٣) :

احسب الطاقة الميكانيكية لفخذ كتلته ١٨,٠كجم وسرعته الخطية ٨,٠٠م/ث وسرعته الدورانية ٢٠,٠ زاوية نصف قطرية/ث وارتفاع مركز ثقله ١,٢٠ متر، علماً بأن عزم القصور الذاتى للفخذ كان ٠,٥كجم.م^{٢}؟

الحل

أولاً : نحسب طاقة الوضع :

طاقة الوضع = ١٨,٠ × ٩,٨١ × ١,٢٠ = ٢١٢,٩ جول

ثانياً : نحسب طاقة الحركة الانتقالية :

طاقة الحركة الانتقالية = $\frac{١}{٢}$ × ١٨,٠ × ٨ ^{٢} = ٥٧٦ جول.

ثالثاً : نحسب طاقة الحركة الدورانية :

طاقة الحركة الدورانية = $\frac{١}{٢}$ × ٠,٥ × ٢٠,٠ ^{٢} = ١٠٠,٠ جول

أخيراً : نحسب الطاقة الميكانيكية الكلية :

الطاقة الميكانيكية الكلية = ٢١٢,٩ + ٥٧٦ + ١٠٠ = ٨٨٩ جول

المراجع

١- عادل عبد البصير على: (١٩٩٨م)، الميكانيكا الحيوية والتكامل بين النظرية والتطبيق فى المجال الرياضى، الطبعة الثانية، مركز الكتاب للنشر، ص(٨١-٩٠).

٢- ليف لفنسون: (١٩٦٨م)، ترجمة دار مير للطباعة والنشر، الاتحاد السوفيتى، موسكو، ص(٢٠٣-٢٣٢).

3- Alexander, R.M. and Galdspink: (1977), Mechanical and energetics of animal lomotion, London Champ & Hall.

4- Cappozzo, A. et al.: (1976), The interplay of muscular and external forces in human ambulation, Journal of Biomechanics, 9: 35-43.

5- Dempester, W.T.: (1955), Space requirements of the seated operator: Geometrical kinematic and mechanical aspects of the body with special reference of the limbs, WADC Technical Report, 55-159, Wright- Patterson Air Force Base, OH.

6- Elftman, H. (1939a): Forces and energy changes in leg during walking. American Journal of Physiology, 125: (339-395).

7- Elftman, H. (1939b): The function of muscles in locomotion, American Journal of Physiology, 12: (359-413).

8- Fischer, D., and W., Brown: (1989), Uber shwerpunk der menschlichen korperes, mit rucksicht auf die ausrustung des deutschen infanteristen, ad handlum gen mathematisch- physuschen classe der kanigl, sachsischen gesellshaft wissenschaften 26: (561-672).

9- Fischer, D. (1906): theoretische grundlagen eine mechanic der lebenden korper muit speziellen an wendungen den menschen, sowie auf enige bewegungs-vorange an maschine (theoretical fundamentals for mechanics of living bodies with special applications to man as to some processes of motion in machines), Leipzig: BG. Tuebner.

10-Gordon, E. Robertson et al.: (2004), Research methods in biomechanics, Human Kinetics, U.S.A, P.(125-144).

11-Harless, E. (1860): The static moments of component masses of the human body, treatises of the mathematics physics class, Royal Bavarian Academy of Sciences, 61-295, Wright Patterson Air Forces Base, OH< 1962.

12-Ingen Schenau, G.J., et al.: (1990), Power equations in endurance sports. Journal of biomechanics, 23: 865-881.

13-Lemaire, E.D. and D.G.E. Robertson: (1989), Power in sprinting. Track & field Journal, 35: (13-20).

14-Reuleux, F.: (1876), The kinematics of machinery: outlines of a theory of machines, London: MacMillan.

15-Vardaxis, V.G. and T.B. Hoshizaki: (1989), Power patterns of the lower limb during the recovery phase of the sprinting stride of advanced and intermediate sprinters. International Journal of sport Biomechanics 5: (332-381).

16-Winter, D.A. (1987): The niomechanics and motor control of human movement, Waterloo, On: Waterloo Biomechanics, Movement 2nd ed., Toronto: John Wiley & Sons.

17-Winter, D.A., and D.G.E., Roberston: (1979), Joint torque and energy patterns in normal gait, Biological Cubernetics, 29: (137-179).

الفصل الخامس

كيناتيكا الثلاث أبعاد

Three Dimensional Kinetics

الفصل الخامس

كيناتيكا الثلاث أبعاد

Three Dimensional Kinetics

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادراً على ما يلى :

١- عرض أحد طرق حساب الثلاث أبعاد لعزم وقدرة المفصل.

٢- تتبع المدخل لحساب كيناتيكا الأبعاد الثلاثة خطوة بخطوة.

٣- عرض نماذج البيانات التى تتمم حساب الأبعاد الثلاثة.

٤- عرض مجموعات العلامات المرجعية المستخدمة فى الأبحاث.

تمهيد : Review

بالتأكيد أن تحديث التطبيق العلمى للبيانات التى يمتلكها، أتاح الفرصة وشجع دراسة الأبعاد الثلاثة، ومع ذلك قدرة قياس الأبعاد الثلاثة للحركة لـم تعطينا آلياً القدرة على التحليل أو أى رؤية لصلاحية القياسات.

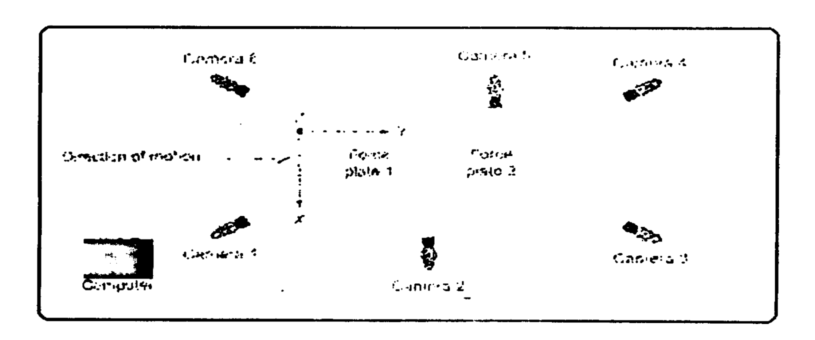
يسهل التحليل فى مستويين Biplanar analysis تسلسل التحليل فى اتجاهين لأهداف الحركة فى مستويات متنوعة (المستوى السهمى Sagittal planar، المستوى الأمامى Frontal planar... وهكذا)، ولكن فى الحقيقة تحليل الأبعاد الثلاثة يضع فى الحسبان جميع مورفولوجية وعدم انتظام جسم الإنسان وحركاته المعقدة والمتعددة الاتجاهات.

وهدفنا الأساسي في هذا الفصل هو عرض تحنين الأبعاد الثلاثة للذين يعملون في مجال دراسة حركة جسم الإنسان وبخاصة الباحثون في مجال الأنشطة الرياضية والذين يرغبون في فهم مفاهيم خطوط هذا النوع من التحليل، وبخاصة المدرس والمدرب وطلاب الدراسات العليا، ومرحلة البكالوريوس في مجال التربية الرياضية والرياضة.

ونود الإشارة إلى أننا في هذا الفصل سوف نتناول تحليل الأبعاد الثلاثة من خلال دراسة كيناتيكا حركة جسم الإنسان في الأنشطة الرياضية والرياضة، وعرض أكثر الطرق انتشاراً كحساب الأبعاد الثلاثة لعزم وقدرة المفصل، وتتبع المدخل لحساب كيناتيكا الأبعاد الثلاثة خطوة خطوة، وعرض نماذج البيانات التي تتمم حساب الأبعاد الثلاثة، وعرض مجموعات العلامات المرجعية المستخدمة في الأبحاث.

أولاً : تجهيز المعمل : Laboratory setup

توظف كثير من المعامل ربط تحليل الثلاثة الأبعاد لحركة جسم الإنسان بالكاميرات المتعددة ومنصة لقياس القوى أو أكثر. نظام تعدد كاميرا التصوير ضروري وصحيح لإعادة تركيب مكان العلامات على الفرد. بالنسبة لكل حالة يحدد الحد الأدنى لعدد كاميرات التصوير. على أية حال معظم المعامل الإكلينيكية تعمل جراحة الخطوة بست كاميرات تصوير على الأقل. منصة واحدة لقياس القوى ضرورية لتجميع البيانات الخاصة بها ولكن تجهيز منصات لقياس القوى المتعددة تسمح للباحث بتجميع بيانات مزدوجة جميع نظم جمع البيانات التجارية توظف الأقراص المدمجة حيث تتزامن القوة مع البيانات الكينماتيكية. يعرض الشكل (٥-١) تجهيز كاميرات التصوير بالفيديو في المعمل الإكلينيكي لجراحة الخطوة.



شكل (٥-١)

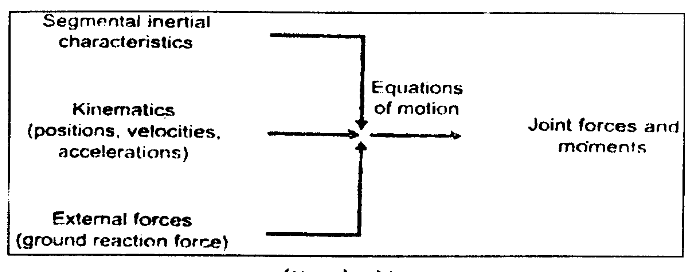
التجهيز التجريبى النموذجى للكاميرا للتحليل

ثلاثى الأبعاد المركب لخطوة المشى

ثانياً : البيانات المطلوبة لتحليل ثلاثى الأبعاد :

Data required for three-dimension analysis

أن أنواع البيانات ضرورية لأن مصادر الخطأ الممكنة فى الأبعاد الثلاثة لعزم وقوى المفصل هى نفسها لتلك المحسوبة فى البعدين. فيما يتعلق بالمدخل المستخدم فى الحساب، تتضمن معادلات الحركة باراميترات القصور الذاتى للعضو وتشتمل على كتلة العضو ومركز الكتلة، وعزم القصور الذاتى، وتشمل البيانات الكينماتيكية سرعات وعجلات أوضاع المفصل، وتتضمن القوى والعزم قوى رد فعل الأرض (GRF). كما فى شكل (٥-٢). تستخدم تلك البيانات فى معادلات الحركة. وتكون المجاهيل فى هذه المعادلات هى القوى وعزم المفصل بينما المعطيات الكمية المعلومة هى قوى رد فعل الأرض، والكينماتيكا العضوية، وباراميترات القصور الذاتى للعضو.



شكل (٥-٢)

تدفق خريطة المدخل للميكانيكا المعكوسة

الأنثروبومتري : Anthropometry

الأنثروبومتري فرع من الأنثروبولوجيا يبحث فى قياس أبعاد الجسم البشرى وعلاقة تلك القياسات بأدائه. ويمكن تحديد أنثروبومترية الأعضاء التى تقيس كتل العضو Segment masses، وأطوال العضو Segment lengths، ومواقع مركز ثقل كتلة العضو Segment center-of-mass locations، وعزم القصور الذاتى للعضو حول المحور الأساسى Segment moments of inertia about the principal axes وبطرائق عديدة مختلفة. يمكن اشتقاقها من الجثث كما فى كل من ديمبستر Dempster (١٩٥٥م) (٩)، تشاندلر وآخرون .Chander et al (١٩٧٥م) (٦)، وكلاوسير وآخرون (١٩٦٩م) (٧)، ومن قياس مباشر كما فى بروكز وجالويز Brooks & Jacobs (١٩٧٥م) (٥)، وزاتسيورسكى وسيلويانوف Zatsiorsky & Seluyanov (١٩٨٥م) (٢٢)، ومن معادلات الانحدار كما فى فوغان وآخرون .Vaughan et al (١٩٩٢م) (٢٠)، ومن النموذج الرياضى كما فى هانافان Hanavan (١٩٦٤م) (١٠)، هاتز Hatze (١٩٩٨م) (١٣). ولا واحد من تلك المداخل لتحديد تلك البارامترات أكثر

صحة من الآخر. يجب أن يتم الاختيار بين استخدام أحد هذه الطـــرق فـــى تحديد البارامترات الأنثروبومترية لجسم الإنسان على أساس مجتمع الدراسة ومستوى الدقة التى يفكر فيها الباحث.

وضع مركز المفصل هو العامل المعيارى لتحليل كيناتيكا المفصل ويمكن حساب مراكز المفصل فى لحظات معينة من مكان العلامات الإستراتيجية علـــى الشخص خلال تحركه فى مجال صندوق المعايرة. وعلى أيـــة حـــال، يســـتخدم باحثون آخرون تكنيكات أخرى كالاشعاع مثل ديلوزيو وآخرون .Deluzio et al (١٩٩٩م) (٨)، والقياسات التشريحية مثل أندرياشى وآخـــرون Andriacchi et .al (١٩٨٠م) (٣)، فى أى وقت يعين مركز المفصل ومركز ثقل كتلة كل عضو تستخدم هذه البيانات لتحديد العضو. تشتمل هـــذه البـــارامترات علـــى الســـرعة والعجلة الخطية لمركز ثقل كتلة العضو، وتحسب السرعة الزاوية والعجلة الزاوية لكل عضو، وأذرع العزم للعزم.

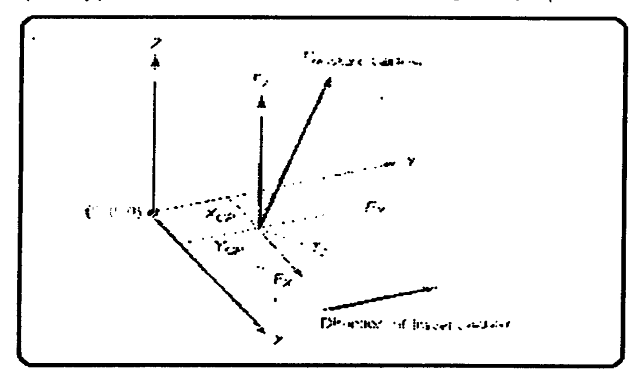
ثالثاً : البيانات الكينماتيكية : Kinematic data

نوع البيانات الثانى المطلوب هو البيانـــات الكينماتيكيـــة لوصـــف عجلات العضو (كلا العجلة الخطية والزاوية) وأذرع عزم القوى للطـــرف القريب والطرف البعيد. تحصل على تلك البيانات بالتوسع فـــى التكنيكـــات ومجموعة العلامات المستخدمة فى فصل كينماتيكا الأبعاد الثلاثـــة الســـابق. تستخدم مجموعات من العلامات فى المنشـــورات البيوميكانيكيـــة لحســـاب كيناتيكا الأبعاد الثلاثة. نحن نركز الأضواء فى هذا الفصل علـــى اســـتخدام مجموعة علامة واحدة ونأمل أن يتمكن القارئ من التوسع فـــى مفهـــوم أى مجموعة علامة بالاطلاع على المدخل لتحليل الأبعاد الثلاثة لحركـــة جســـم الإنسان فى المجال الرياضى لعادل عبد البصير (١٩٩٨م) (١). يختار توقيع علامات متعددة على الشخص لتحديد مراكز مفاصل الطرف السفلى. تستخدم

هذه العلامات المختارة فقط خلال التحرك فى صندوق المعايرة ويمكن نزعها عندما يبدأ تجميع البيانات الفعلى. لذلك، نحن نعزل مسار العلامات المتبقيــة على الشخص فى كلا صندوق المعايرة وعمليات جمــع البيانـــات لمعـــايرة العلامات التى نزعت بعد إتمام المعايرة. تؤدى بعض العلامات كلا وظيفتى المسار المعاير. تظهر الحاجة إلى هذه العلامات الخارجية فيما بعد. استخدمنا فى البعدين العلامات على الجهة الجانبية للعضو فى المستوى السهمى لتمثيل مركز المفصل ونعلم أنها لا تغير مكانها الجانبى من مركز المفصل الحقيقى. ونحن نسلم بذلك لأننا يمكن أن نحسب القوى فقط علـــى طـــول المحـــورين الأفقى والرأسى والعزم فقط حول المحور المتوسط الجانبى Midiolateral axis خلال مركز المفصل. وعلى أية حال، يجب أن نعرف مركز المفصل فى الأبعاد الثلاثة. وتساعدنا هذه العلامات الخارجية لتحديد مركزى المفصل لطرفين القريب Proximal، والبعيد Distal التى يتكون منهما العضو. على سبيل المثال، العلامات على Lateral and medial epicondyles للركبة تساعدنا لتحديد مركز مفصل الركبة، وتلك التى على lateral and medial malleoli تساعدنا على تحديد مركز مفصل رسغ القدم (Ankle).

تساعدنا هذه العلامات الخارجية أيضاً على تطوير النظام الإحـــداثى الموضعى أو العضوى (LCS) الذى يؤثر فى الاتصال نظام العضو. نحـــن نعتبر نقطة تقاطع محاور إحداثيات الكـــادر المرجعـــى لنظـــام الإحـــداثى الموضعى يكون عند مركز كتلة العضو. وعلى أية حـــال نقطـــة الأصـــل Origin سوف توقع فى أى مكان على طول الخط بين مركـــزى المفصـــل القريب والبعيد.

النوع الثالث من البيانات تستخدم فى القياس المباشر للقوى الخارجية. تظهر معظم القوة الخارجية فى حركة جسم الإنسان فى قوى رد فعل الأرض (GRF) والتى تقاس عامة عكس منصة القوى. من الأهمية القصوى أن يتزامن بيانات منصة قياس القوى مع البيانات الكينماتيكية فى كلا الزمان والمكان. تسمح معظم النظم المقدمة لتقسيم الحركة بتجميع كثير من البيانات الكينماتيكية ومنصة قياس القوة عند معدلات بسيطة متناغمة ومنسجمة لذلك، المشكلة الوحيدة للبيانات المجمعة التى يجب أن تركز عليها بأنفسنا هى تزامن الزمان والمكان. ويتم ذلك بواسطة تعيين نقطة الأصل لنظام الإحداثى الشامل بالنسبة لنقطة الأصل لمنصة قياس القوة. الطريقة الوحيدة لعمل ذلك هو جعل نقطة الأصل للنظام الإحداثى الشامل تتزامن مع نقطة أصل النظام الإحداثى لمنصة قياس القوة كما فى شكل (٥-٣).



شكل (٥-٣)

رسم تخطيطى لمنصة القوة بعرض متجه قوة رد فعل الأرض ($F_{resultant}$)، مركبات المتجه، ومركز الضغط فى كلا الاتجاهين الأفقى (X_{cp})، الرأسى (Y_{cp}) لتجميع البيانات والتزامن المكانى لمنصة قياس القوة والبيانات الكينماتيكية، ونقطة أصل النظام الإحداثى الشامل (GCS) (X, Y, Z) الموقع عند نقطة الأصل للنظام الإحداثى لمنصة قياس القوة

على أية حال توقيع نقطة أصل النظام الإحداثى الشامل ليس مشكلة ما دام يرتبط بمنصة قياس القوة المعلومة. على سبيل المثال، تعين بعض معامل خطوة المشى نقطة الأصل للنظام الإحداثى الشامل (GCS) عند إحدى أركان منصة قياس القوة. على أية حال، إن النتيجة النهائية لجميع القياسات للنظام الكينماتيكى ومركز الضغط (COP) من منصة قياس القوة يكونوا فى النظام الإحداثى الشامل. ويمكن إنشاء ذلك بتكنيكات التحويل السابق شرحها فى كينماتيكا الأبعاد الثلاثة.

عندما تجمع بيانات قوة رد فعل الأرض (GRF)، معظم معامل خطوة المشى تسلم بمسلمات متنوعة والتى لا يمكن التسليم بها فى حالات أخرى. يجب أن نقدر أن عند جمع بيانات قوة رد فعل الأرض يتطلب الأمر ست إشارات من منصة قياس القوة. تكون هذه الإشارات الستة فى شكل تيارات (Voltages) والتى يجب أن تكون مقياس لتمثيل الثلاث قوى المتعامدة (F_z، والقوتان الرأسيتان F_y القوة فى اتجاه المحور السهمى أو الداخلى، anteroposterior axis، F_x القوة فى اتجاه المحور البعيد عن خط الوسط mediolateral axis) والثلاث عزم (M_z، والعزمان المتعامدان، M_y حول المحور السهمى أو الداخلى، M_x حول المحور البعيد عن خط الوسط). على أية حال يتطلب تحليل الكيناتيكى للثلاثة أبعاد تسعة باراميترات تشتمل على ثلاث مركبات للقوة، المركبات (X Y Z) نتيجة مركز الضغط (COP)، والعزم الحر حول كل من المحاور. تجمع ثلاث إشارات للثلاث مركبات للقوة على أية حال، مركبات مركز الضغط والثلاث عزم الحر يجب أما أن تحسب من الست إشارات القياسية التى جمعت أو يجب إضافة المسلمات فيما يتعلق بتلك الباراميترات. ويمكن حساب المركبتين (Y, X) باستخدام المعادلتين التاليتين :

$$X_{cp} = \frac{M_y + F_x * d_z}{F_z}$$

$$Y_{cp} = \frac{M_x + F_y * d_z}{F_z}$$

حيث أن M_x، M_y – قياس العزم حول محورى منصة قياس القـوة فى اتجاه المحورين (X ،Y) وعلى التوالى F_z، F_y، F_z – قـوى رد فعـل الأرض فى اتجاه المحاور المتعامدة البعيدة عن خط الوسـط، والسـهمية أو الداخلية، والرأسية، d_z – المسافة تحت نقطة الأصل للنظام الإحداثى فـوق سطح منصة قياس القوة. بالنسبة للمركبة الثالثة لقوة مركز الضغط Z يمكن التسليم بأنها– صفر، بالرغم من أن معظم منصات قياس القوة نقطة أصـلها بالضبط فوق سطحها. ولأننا فيما يتعلق بنقطة أصل منصة قياس القوة تكون متزامنة مع النظام الإحداثى الشامل، تكون حسابات قـيم مركـز الضـغط (COP) فى النظام الإحداثى الشامل بالنسبة لثلاث عزم الحرة، يمكننا التسليم بأن عزم القص، T_x، T_y مساويين للصفر. ويحسب العزم الحر كما يلى :

$$T_x = M_z (F_x * Y) - (F_y * X)$$

حيث أن M_z – قياس العزم حول المحور الرأسى لمنصة القـوة، F_x، F_y– مركبتى القص لقوى رد فعل الأرض، X ،Y – مركبتى مركز الضغط.

يجب تقييم مسلمات البارامترات الثلاثة الضرورية بواسـطة كـل معمل لخطوة المشى للتأكد من أنها حقيقية. كمثال إذا، لمست الموقـع علـى منصة قياس القوة أو على أنها عائق، وقوة رفع تطبيق ضـدها، إذن تلـك المسلمات ضروريتها لا تكون حقيقية. وكمثل هذه الحالات، ابتكارات أخرى للقياس يجب استخدامها للتقدير الرقمى لأحد أو البارامترات التسعة.

مصادر الخطأ فى الحسابات ثلاثية الأبعاد :

Sources of error in three- dimensional claculations

توجد مصادر متعددة للخطأ فى حسابات قوة وعزم المفصل وذلك بسبب تعقيد قوة رد فعل الأرض، البيانات الكينماتيكية والأنثروبومترية لجسم الإنسان. لذلك ربما تكون بيانات قوة رد فعل الأرض هى الأكثر دقة ووثوقاً فيها. بالرغم من تنوع واتساع البارامترات العضوية الداخلية يثبت على تكنيك يستخدم لاشتقاقها، مساهمتها ليس الأكثر فى النتيجة النهائية. على أية حال البيانات المشتقة من الكينماتيكية تاريخها مختلف، تحتاج المعلومات الكينماتيكية لحساب عزم المفصل تركيز يعتمد على مكان العلامة ومساعدة حركة الجلد. على سبيل المثال حساب مراكز المفصل من تلك العلامات يتأثر بوضع مركز الكتلة، حيث فى اللف، يتأثر حساب أذرع العزم. تتعدد أذرع العزم لقوى المفصل وقوة رد فعل الأرض وبالتبعية تؤثر على النتيجة النهائية.

نفس اصطلاحات عزم المفصل تسيطر على قوى رد فعل الأرض وتشير فى الحساب إلى أن قوى وعزم المفصل البعيد أقل عامل من تلك المفاصل الأكثر اقتراباً. أيضاً العزم حول المحور البعيد عن خط الوسط (مثل المحور السهمى) أكثر ثقة من العزم حول المحاور الثانوية.

رابعاً : حسابات كيناتيكا الثلاث أبعاد :

Three- dimensional kinetics calculations

تصف فى هذا الفصل طريقة عملية لوصف حساب قوة وعزم المفصل فى الثلاث الأبعاد. توجد طرائق أخرى للقيام بنفس المهمة ويمكن للدارسين تطبيق ما يتعلمونه من فهم خطوات هذه الطريقة فى الطرق الاخرى. للايضاح صممت جميع البارامترات فى النظام الإحداثى الموضعى للعضو برموز الحالة المنخفضة، بينما صممت فى النظام الإحداثى الشامل برموز الحالة العليا.

الفحص النهائى للطريقة : **Overview of the method**

يجب إجراء خطوتين منفصلتين للحصول علـى المعلومـات الضـرورية للتحليل الكيناتيكى ثلاثى الأبعاد. الخطوة الأولى تسجيل التحـرك داخـل صـندوق المعايرة مع جميع مسار علامات المعايرة على الشخص. يمكـن نـزع علامـات المعايرة المستخدمة لتحديد الفروق الفردية للأعضاء بعد الجمع المعـاير. بالنسـبة للمسار المعاير يقف الفرد فى مجال رؤية الكاميرات لدرجة أن قدميه توضـع فـى الاتجاه الرأسى الموجب (Y+). يستخدم هذا المسار المعاير فى توليد النظام الإحداثى الموضعى (LCS) لكل عضو ولتحرك مركزى المفصل القريب والبعيـد ومركـز الكتلة. بالإضافة إلى، تكوين مصفوفة الانتقال لتحديد أوضاع علامات المعايرة مـن أوضاع مسار العلامات.

فى الخطوة الثانية، تجمع بيانات المسارات داخل صندوق المعـايرة. يعرض فى تلك المسارات داخل صندوق المعايرة فقط مسار العلامات علـى الفرد وقوة رد فعل الأرض. تستخدم فى التحليل بيانات العضو المحدد فـى المسار على طول صندوق المعايرة مع قـوة رد فعـل الأرض، وبيانـات كينماتيكا وأنثروبومترية العضو لحساب كيناتيكا المفصل.

خامساً : الحسابات المستخدمة بيانات المعايرة :

Calculations using the calibration data

عدد من الخطوات المستخدمة لبيانات المسار المعاير يجب أن تـتم قبل تمكنك من التجهيز لحسابات كيناتيكا المفصل. تشتمل هـذه الإجـراءات الخطوات التالية :

١- حساب مركز المفصل.
٢- تحديد مركز كتلة العضو.
٣- حساب وضع العظم المطوق بنظام الإحداثى الوضعى.
٤- حساب مصفوفة الانتقال.

مع الاحتفاظ بالبروتوكول المؤسس فى الفصل الثانى، جميع الحالات العليا التالية تمثل بارامبترات فى النظام الإحداثى الشامل وتمثل الحالات المنخفضة التالية البارامبترات فى النظام الإحداثى الموضعى.

فى الشكل (٥-٤) تمثيل لتوضح الرجل كعضو بالعلامات القريبة $\vec{L_1}$ والعزم $\vec{M_1}$ على حدبة الأنسية لعظمة الفخذ اليمنى ولليسرى والعلامات البعيدة $\vec{L_2}$ و $\vec{M_2}$ على البروز الوحشى الأوسط والجانبى. بعض هذه العلامات المعايرة تنوع بعد الحصول على كادر المعايرة. وضعف عدد من الدراسات طرائق تحديد مراكز المفصل، وبخاصة مركز مفصل المقعدة مثل، أندرياتس وآخرون .Andriacchi et al (١٩٨٠م) (٣)، ديلوزيو وآخرون .Deluzio et al (٩٩م) (٨)، وفى هذا الفصل سوف توصف الطريقة الأسهل لتحديد مراكز المفصل. يحدد مركز مفصل الركبة الواقعى ($\vec{V_1}$) كنقطة التى بعد مسافة نسبتها المئوية (r) من $\vec{L_1}$ $\vec{L_2}$ إلى $\vec{M_1}$. بالمثل يحدد مفصل رسغ القدم ($\vec{V_2}$) باستخدام $\vec{L_2}$ و $\vec{M_2}$. لذلك عموماً تحدد مراكز المفصل كما يلى :

$$\vec{V_1} = \vec{L_1} + r_1 (\vec{M_1} - \vec{L_1})$$

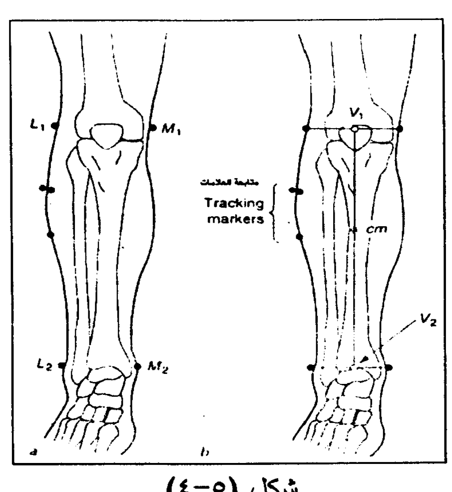
حيث أن $\vec{L_1}$ = علامة المعايرة لجانب القريب، $\vec{M_1}$ = العلامة المعايرة للجانب البعيد، r = النسبة المئوية للمسافة من العلامات المتوسطة والجانبية. بالنسبة لمركز مفصل المقعدة r = ٢٥% من المسافة بين علامات الردفة الأكبر يميناً ويساراً. بالنسبة لمفصلى الركبة ورسغ القدم r= ٥٠% من طول المسافة بين العلامات كما فى شكل (٥-٤). نذكر أن هذه الحسابات

تحدث بالنظام الإحداثى للعلامات فى النظام الإحداثى الشامل فى وضع صندوق المعايرة.

يمكن التسليم بأن المحور الطولى للعضو يحدد بواسطة الخط بين مراكز المفاصل القريبة والبعيدة للعضو. وتسلم أبعد من ذلك أن خط مركز الكتلة على طول محور العضو. نحصل على المسافة الدقيقة لمركز الكتلة من المركز القريب للمفصل من مجموعة البيانات الأنثروبومترية المنتشرة. كما ذكرنا من قبل، هناك عدد من الطرائق للحصول على المعلومات لكل عضو. فى هذا الفصل سوف نقدر موضع مركز كتلة العضو (h_1) كنسبة ٠,٤٣٣ من طول عضو الرجل كقياس من مركز المفصل القريب عن ديمبستر Dempster (١٩٥٥م) ( ). لذلك مركز الكتلة ($\vec{O}$) يمكن حساب الإحداثيات فى النظام الإحداثى الشامل كما يلى :

$$\vec{O} = \vec{V_1} + h_1 (\vec{V_2} - \vec{V_1})$$

حيث h_1 = ٠,٤٣٣، و $\vec{V_1}$ ، $\vec{V_2}$ = مركزى المفصل الواقعى شكل (٥-٤ب). يمكن استخدام هذه المعادلة مع أعضاء الجسم الأخرى بواسطة تغيير h_i تقريباً.



شكل (٥-٤)

(a) استخدام كادر العلامات المعايرة $\vec{L_1}$، $\vec{L_2}$، $\vec{M_1}$، $\vec{M_2}$، (b) حسبت المراكز الواقعية للمفصل من العلامات المتوسطة والجانبية. يوصف الخط بين المراكز الواقعية للمفصل ومنحة المحور- Z للعضو. تعطى النسبة المئوية على طول المسافة لخط قيمة المحور- Z
وضع مركز كتلة العضو

تحديد موقع النظام الإحداثى للعضو :

Defining the local coordinate system of segment

يولد النظام الإحداثى الموضعى للعضو (LCS) على الطرف الأيمن حيث يتجه المحور- Z من القريب إلى البعيد، المحور-Y من الخلف إلـــى الأمام، المحور-X من الوسط إلى الجانب. توقع نقطة الأصل لنظام الإحداثى الموضعى على طول الخط المتصل بنهاية العضو (س، المحور- Z) عنـــد مركز كتلة العضو. بالنسبة للطرف الأيسر، نحن نحافظ على نفـــس توجيـــه

النظام الإحداثى الموضعى للعضو بواسطة تعدد القوى المتوسطة الجانبية والعزم بواسطة-١.

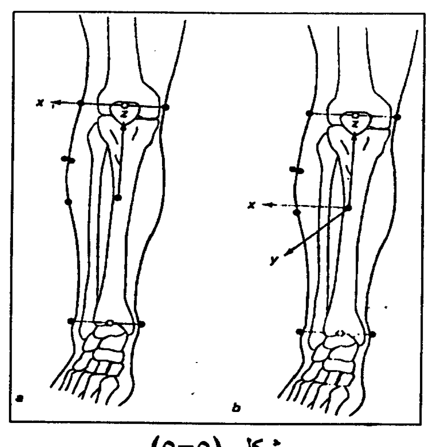
وحدة المتجه $\vec{k_1}$ خطية مع المتجه من مركز المفصل البعيد إلى مركز المفصل القريب. تحدد وحدة المتجه على طول محور العضو نحو مركز المفصل القريب كما يلى :

$$\vec{k} = \frac{\vec{v_1} - \vec{O}}{|\vec{v_1} - \vec{O}|}$$

حيث أن $\vec{V_1}$ = متجه المركز القريب لمفصل العضو، $\vec{O}$ = كتلة المركز يمكن تحديد وحدة المتجه $\vec{i}$ للعضو شكل (٥-a). يحدد مستوى الأربع علامات- $\vec{L_1}$، $\vec{M_1}$، $\vec{L_2}$، $\vec{M_2}$ - كمستوى وسطى جانبى (z-x). عموماً مستوى أقل مربع مناسب للأربعة أهداف حيث مجموع مربعات المسافة بين الأهداف والمستوى الأمامى تقل. يمكن تحديد وحدة المتجه $\vec{i}$ كما يلى :

$$\vec{i} = \frac{\vec{L_1} - \vec{V_i}}{|\vec{L_1} - \vec{V_1}|}$$

حيث أن $\vec{L_1}$ = متجه العلامة الجانبية القريب، $\vec{V_1}$ = مركز المفصل القريب.



شكل (٥-٥)

(a) وحدة متجه لخط ربط مركز الكتلة ومركز المفصل القريب المكون محور-z للعضو. تحدد العلامات الجانبية والمتوسطة المستوى x-y، والذى يحدد من المحور-x، (b) يحدد المحور-y لنظام المحتوى كناتج لعبور المحاور-z، x

أخيراً، تحدد وحدة المتجه $\vec{j}$ شكل (٥-٥ب) لخط عمودى للمستوى y-z بواسطة أخذ الناتج العابر لحسابات وحدتى المتجه $\vec{k}$ ، $\vec{i}$:

$$\vec{j} = \vec{k} \times \vec{i}$$

حساب مصفوفة الانتقال :

Calculation of the transformation matrix

يمكننا توليد مصفوفة الانتقال ($T_{global2local}$) حيث تنتقل العلامـــات من $\vec{L}_1$، $\vec{L}_2$، $\vec{V}_1$، $\vec{V}_2$ فى النظام الإحداثى الشامل إلى $\vec{I}_1$، $\vec{I}_2$، $\vec{V}_1$،

$\vec{V_2}$ فى النظام الإحداثى الموضعى. مصفوفة الانتقال هذه هـــى مصـــفوفة ٤×٤ حيث تتركب من كلا متجهات الوضع والتوجيه. لذا يمكن وصف كـــل من الوضع والتوجيه فى النظام الإحداثى الموضعى بمرجعيته إلـــى الكـــادر المرجعى الشامل. وصف كل من سيور وفيلـــدباوز Spoor & Veldpaus (١٩٨٠م) ( )، فيلدبوز وآخرون .Veldpaus et al (١٩٨٨م) (١٩) تكنيك تحديد مصفوفة الانتقال ولم تشرح فى هذا الفصل. وتذكر أنـــه إذا وصـــفت ($T_{global2local}$) الانتقال من الإحداثيات الشاملة إلى الإحداثيات الوضعية، عند ذلك هى تترجم وصف انتقال الإحداثيات الوضعية إلى الإحداثيات الشـــاملة، وتصمم كمصفوفة $T_{local2global}$. تتركب المصفوفة $T_{local2global}$ من مصفوفة دورانية وانتقالية تأخذ شكلها من :

$$[T_{global2local}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ D_{21} & R_{22} & R_{23} & R_{24} \\ D_{31} & R_{32} & R_{33} & R_{34} \\ D_{41} & R_{42} & R_{43} & R_{44} \end{bmatrix}$$

حيث أن العمود الأولى (من D_{21} خلال D_{41}) يمثل متجـــه الوضـــع وتبقى الأعمدة (من R_{22} خلال R_{44}) لتمثل مصفوفة الـــدوران. يمكننـــا الآن توليد مصفوفة انتقال بالمثل لانتقال علامات المسار المعايرة الموقعة على كل عضو من النظام الإحداثى الشامل ($\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$) إلى النظـــام الإحـــداثى الموضعى ($\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$). يجب أن نحسب أولاً المسار المعاير للعلامـــات فى النظام الإحداثى الوضعى. يمكن إتمام ذلك كما يلى :

$$\vec{P_1} = \vec{P_1} - \vec{O}$$

$$\vec{P_2} = \vec{P_2} - \vec{O}$$

$$\vec{P_3} = \vec{P_3} - \vec{O}$$

حيث أن $\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$ = مسارات العلامات فى النظـام الإحـداثى الموضعى، $\vec{O}$ = نقطة الأصل لنظام الإحداثى الموضعى، ومن تلك القـيم، يمكننا توليد مصفوفة الانتقال ($T_{global2local}$) التى تنتقل مـن $\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$ فى النظام المرجعى الشامل إلى النظام المرجعى الموضعى، مـرة أخـرى باستخدام تكتيك وصف سبور وفيلدبوز (١٩٨٠م) (١٧). لاختصـار هـذا الجزء من عملية المعايرة، والحسابات بعمل ثلاث أشياء :

١- تحديد مركز المفصل الواقعى لكل عضو من العلامات المعايرة.

٢- يمكننا لتحديد النظام الإحداثى الموضعى لكل عضـو أن تدمجـه فـى العضو.

٣- يمكننا استخدام مسار العلامات وأوضـاع مركـز المفصـل لحسـاب مصفوفات الانتقال بين النظامين الإحداثيين الوضعى والشامل لكل عضو الذى سوف يستخدم فعلياً فى المسار المعاير.

استخدام حسابات بيانات المسار المعاير :

Calculations using the trial data

يجب إجراء خطوات متنوعة لنصل نحو هدفنا من حسابات كيناتيكا الثلاث أبعاد للمفصل. تشتمل تلك الخطوات على حساب ما يلى :

١- كينماتيكا العضو.

٢- كينماتيكا المفصل.

٣- قوة وعزم المفصل.

٤- قدرة المفصل.

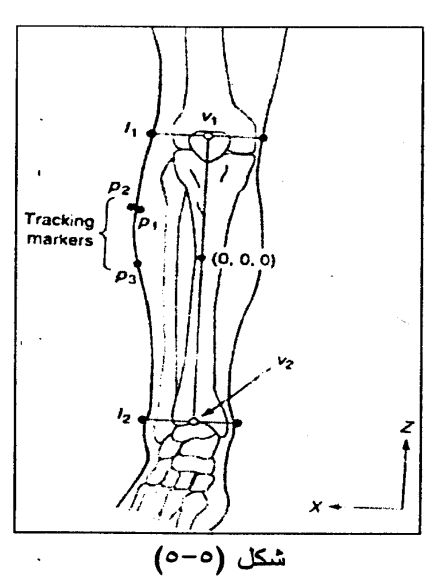
١- كينماتيكا العضو :

من أجل كل عضو فى كل كادر لبيانات المسار المعاير، ترقم مجموعة العلامات على العضو وتمثل الإحداثيات فى النظام الإحداثى الشامل. تنتقل تلك العلامات ($\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$) فى النظام الإحداثى الوضعى للعضو.

$$\vec{P_i} = T_{global2local} \ \vec{P_i}$$

بعد ذلك، فيما بعد علامات المفصل $\vec{L_1}$ ، $\vec{L_2}$ ، ومركز المفصل الواقعية ($\vec{V_1}$ ، $\vec{V_2}$) تنتقل فى النظام الإحداثى الشامل مستخدمة عكس مصفوفة الانتقال السابق ذكرها ($T_{global2local}$) أنظر شكل (٥-٥).

استخدمت تكنيكات متنوعة لحساب كينماتيكا العضو. البارامترات الضرورية هى السرعة والعجلات الخطية لمركز الكتلة والسرعات والعجلات الزاوية لمركزى المفصل القريب والبعيد للعضو وهو سوف توضح أن لا يمكن تحديد السرعة الزاوية وعجلة العضو من خلال التفاضل لتمثيل زاوية أيولير للعضو.



شكل (٥-٥)

علاقة مسارات العلامات ($\vec{P_1}$ ، $\vec{P_2}$ ، $\vec{P_3}$)، بالعلامات المعايرة $\vec{L_1}$ ، $\vec{L_2}$ ، مركزى المفصل الواقعى $\vec{V_1}$ ، $\vec{V_2}$ فى الكادر الموضعى المرجعى

فيما يلى تصف التكنيك الذى يوظف تقدير أقل مربع للالتواء اللحظى للمحور (ISA) والذى أيضـاً يرجـع إليـه كمحـور هيليكـال اللحظـى Instantaneous helical axis عن سـومير Sommer (١٩٩٢م) (١٦). الإجراءات معقدة ووصفنا سيكون سريع وللحصول على تفاصيل أكثر على القارئ الرجوع إلى Sommer (١٩٩٢م) (١٦). أول خطوة فى الإجراءات هى تحديد المركز المتوسط لمسارات العلامات الثلاثة التى يصنعها العضو. وعن طريق المعادلة التافضلية التى تمثل الحركة العامة للمركز المتوسـط، يمكن تحديد وضع واتجاه تقدير أقل مربع للالتواء اللحظى للمحور (ISA).

تشتمل مدخلات حساب ISA على أربعة مصـــفوفات ثلاثـــة منهـــا لوصف الوضع، السرعة الخطية، والعجلة الخطية لمجموعة المسارات الثلاثة للعلامات على العضو. تشكل تلك المصفوفات كما يلى :

$$[P] = \begin{bmatrix} P1_x & P2_x & P3_x \\ P1_y & P2_y & P3_y \\ P1_z & P2_z & P3_z \end{bmatrix}$$

$$[V] = \begin{bmatrix} P1_x^* & P2_x^* & P3_x^* \\ P1_y^* & P2_y^* & P3_y^* \\ P1_z^* & P2_z^* & P3_z^* \end{bmatrix}$$

$$[A] = \begin{bmatrix} P1_x^{**} & P2_x^{**} & P3_x^{**} \\ P1_y^{**} & P2_y^{**} & P3_y^{**} \\ P1_z^{**} & P2_z^{**} & P3_z^{**} \end{bmatrix}$$

المصفوفة الرابعة هى مصفوفة وزن لقياسات العلامة. تستخدم غالباً مصفوفة الوزن للإشارة إلى قيمة الثبات لمسارات العلامات عنـــدما تكـــون العلامات بتشويش خاص. وعلى أية حال، فى معظم حالات مصفوفة التحديد ٣×٣ تستخدم ولذلك لا يؤخذ الوزن لأى علامات خاصة.

تعطى هذه المصفوفات المخـــرج مـــن وصـــفى الرمـــز الحســـابى (algorithm) لومير (١٩٩٢م) (١٦)، ويشتمل على متجه السرعة الزاوية ($\vec{\omega}$) للعضو، وقيمة العجلة الزاويـــة ($\vec{\alpha}$) للعضـــو تســـمح لنـــا بعـــض البارامیترات المولدة من هذه الإجراءات لحساب السرعة والعجلـــة الخطيـــة لمركزى المفصل القريب والبعيد الواقعى والسرعة الخطيـــة لمركـــز كتلـــة العضو ($\vec{V}_{CM}$) والعجلة الخطية للعضو ($\vec{a}_{CM}$).

سادساً : الكيناتيكا : Kinetics

تذكر أن المتجهات فى النظام الإحداثى الموضعى (LCS) للعضـــو صممت لرموز حالة الطرف السفلى، والمتجهات فى النظام الإحداثى الشامل صممت لرموز حالة الطرف العلوى. فيما يتعلق بحساب كينماتيكـــا عضــــو القدم، من المهم تذكر أن جميع البارامترات الضرورية- تتضـــمن قـــوة رد فعل الأرض، وعزمها، ومركز الضغط، ونتيجة قوة الجاذبية على العضــــو، وعجلات مركز كتلة العضو، ذراعى العزم القريب والبعيد، وحركة مركـــز المفصل القريب والبعيد- يجب انتقالها فـــى النظـــام الإحـــداثى الموضـــعى (LCS)

$$GCS \rightarrow LCs_{Foot}$$
$$(F_{GRF-x}, F_{GRF-y}\ F_{GRF-z}) \rightarrow (F_{GRF-x}, F_{GRF-y}\ F_{GRF-z})$$
$$(0, 0, T_z) \rightarrow (0, 0, t_z)$$
$$(X, Y, 0) \rightarrow (X, Y, 0)$$
$$(, 0, - MG) \rightarrow (mg_z, my_y, - mg_z)$$
$$(\ddot{X}_{CM}, \ddot{Y}_{CM}, \ddot{Z}_{CM}) \rightarrow (\ddot{x}_{CM}, \ddot{y}_{CM}, \ddot{z}_{CM})$$
$$(D_{1x}, D_{1y}, D_{1z}) \rightarrow (d_{1x}, d_{1y}, d_{1z})$$
$$(D_{2x}, D_{2y}, D_{2z}) \rightarrow (d_{2x}, d_{2y}, d_{2z})$$
$$(V_{1x}, V_{1y}, V_{1z}) \rightarrow (v_{1x}, v_{1y}, v_{1z})$$
$$(V_{2x}, V_{2y}, V_{2z}) \rightarrow (v_{2x}, v_{2y}, v_{2z})$$

كما فى حالة حساب الديناميكا المعكوسة فى البعدين، المجهول فى معادلات الحركة هى القوى وعزومها عند المفصل القريب للعضو. أيضاً كما فى مناقشات البعدين، أولاً نحن نحسب ديناميكية الانتقال (مثل، حل لقوى رد فعل المفصل)، بعد ذلك حساب ديناميكية الدوران (مثل، حل عزم المفصل).

لإتمام فحص طرق الديناميكا المعكوسة فى الأبعاد الثلاثة، سوف تستخدم عضو القدم كمثال لحساب فعل قوى وعزمها عند رسغ القدم شكل (٥-٦). تتبع الخطوات التالية عند كل لحظة زمنية (مثل بيانات كل إطار).

الخطوة الأولى : حساب الديناميكية الانتقالية لكل عضو أى بمعنى أخر حساب قوى رد فعل مفصل الرسغ القدم باستخدام المعادلة التالية :

$$j\,\vec{r}\,F_{ankle} = m\,\vec{a}_{CM} - m\,\vec{g} - \vec{F}_{GRF}$$

حيث أن $F_{ankle}\,\vec{r}\,j$ = متجه وصف قوة رد فعل مفصل رسغ القدم، m= كتلة العضو، $\vec{a}_{CM}$ = متجه العجلة الخطية لمركز الكتلة، $m\,\vec{g}$ = متجه قوة الجاذبية (تذكر أن مركبتى متجه الجانبية 0, 0, mg فى النظام الإحداثى الشامل (GCS)، $\vec{F}_{GRF}$ = متجه قوة رد فعل الأرض.

ويمكن استخلاص ما يلى :

$$j\,r\,F_{ankle\text{-}x} = m\,\ddot{x}_{CM} - \vec{F}_{GRF\text{-}x} - mg_{\text{-}x}$$

$$j\,r\,F_{ankle\text{-}y} = m\,\ddot{y}_{CM} - \vec{F}_{GRF\text{-}y} - mg_{\text{-}y}$$

$$j\,r\,F_{ankle\text{-}z} = m\,\ddot{z}_{CM} - \vec{F}_{GRF\text{-}z} - mg_{\text{-}z}$$

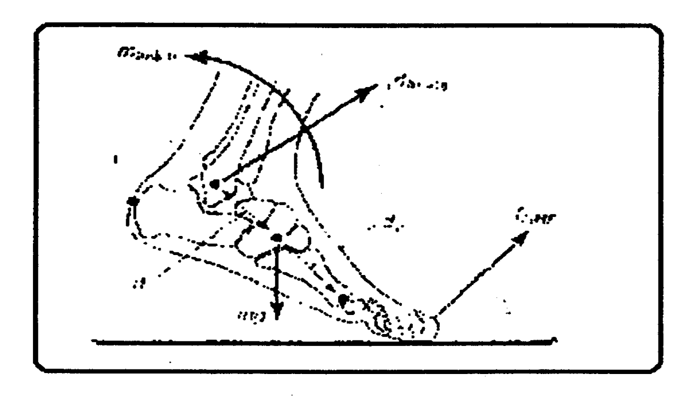
حيث أن $j\,r\,F_{ankle\text{-}z}$ ،$j\,r\,F_{ankle\text{-}y}$ ،$j\,r\,F_{ankle\text{-}z}$ = مركبات رد فعل قوة مفصل رسغ القدم، g = عجلة الجاذبية الأرضية، m= كتلة العضو، $\ddot{x}_{CM}$ ،$\ddot{x}_{CM}$ ،$\ddot{Z}_{CM}$ = مركبات عجلة مركز الكتلة، $\vec{F}_{GRF\text{-}x}$ ، $\vec{F}_{GRF\text{-}y}$ ، $\vec{F}_{GRF\text{-}z}$ = المركبات المتعامدة لقوة رد فعل الأرض، $mg_{\text{-}z}, mg_{\text{-}y}, mg_{\text{-}x}$ = مركبات وزن العضو فى النظام الإحداثى الموضعى (LCS).

الخطوة الثانية :

حساب الديناميكا الدورانية، التى يأخذها عزم مفصل رسغ القدم حول مركز كتلة العضو، وتشكل معادلة متجه ديناميكا الحركة الدورانيـــة لرســـغ القدم هى :

$$J\,\vec{m}_{ankle} = I\,\alpha - (\vec{d_1} \times J\,\vec{r}\,F_{ankle} \times \vec{F}_{GRF}) - \vec{t}$$

حيث أن $J\vec{m}_{ankle}$ وصف متجه عزم مفصل رســـغ القـــدم، I = مصفوفة عزم القصور الذاتى، α = مصفوفة العجلة الزاويـــة، $\times J\vec{r}\,F_{ankle}$ $\vec{d_1}$ = وصف نتيجة عزم قـــوة رد فعـــل المفصـــل، $\vec{d_2}\ \times J\vec{r}\,F_{ankle}$ = وصف نتيجة عزم قوة رد فعل الأرض، $\vec{t}$ = متجه عزم رد فعل الأرض.



شكل (٥-٦)

التمثيل البينى الحر لعضو القدم. يجب لحساب جميع البارامیترات تمثيلها فى النظام الإحداثى الموضعى للقدم

لعرض معادلة الديناميكا الدورانية بشكل موسع يجب أن تحسب أولاً المتجه الموضعى للعزم حول طول المحـاور X, Y, Z لمركـز المفصـل القريب ومن القدم، لقوى رد فعل الأرض لعضو القدم، نحن نحسـب نـاتج متجه العزم من رد فعل قوى المفصل عند رسغ القدم ($J\vec{m}_{GRF}$) بواسـطة ناتج قوى المفصل وعلى التوالى المسافة من مركز كتلة رسغ القدم لخط فعل قوى رد فعل المفصل. يستخدم ذلك لحساب الناتج المتقاطع.

$$J\vec{m}_{GRF} = \vec{d_1} \times J\ \vec{r}\ F_{ankle}$$

حيث أن $\vec{d_1}$ = فتحة المسافة X Y Z بين مركز الكتلـة، مركـز المفصل القريب و$J\ \vec{r}\ F_{ankle}$ متجه مركبات X Y Z لرد فعل قوة المفصل القريب وبالمثل، يحسب قيمة العزم الناتج من GRF، $\vec{m}_{GRF}$ كناتج مقاطع للمسافة بين مركز الكتلة ومتجهات COP، وقيمة GRF.

$$\vec{m}_{GRF} = \left[\vec{d_2}\right] \times \left[\vec{F}_{GRF}\right]$$

حيث أن $\left[\vec{d_2}\right]$ = فتحـة المسـافة بـين مركـز الكتلـة وCOP

و$\left[\vec{F}_{GRF}\right]$ = متجه مركبات X Y Z لقـوى رد فعـل الأرض (GRF).

يؤخذ العزم المفصل القريب (لرسغ القدم) لعضو القدم حـول مركـز كتلـة العضو ويحسب بعد ذلك كما يلى :

$$m_{Ankle} = I_{xx}\,\alpha_x + (I_{zz} - I_{yy})\,w_{zz}\,w_{yy} - m_{GRF\text{-}x} - m_{JrF\text{-}x} - t_x$$
$$m_{Ankle} = I_{yy}\,\alpha_y + (I_{xx} - I_{zz})\,w_{xx}\,w_{zz} - m_{GRF\text{-}y} - m_{JrF\text{-}y}$$
$$m_{Ankle} = I_{zz}\,\alpha_z + (I_{yy} - I_{xx})\,w_{yy}\,w_{xx} - m_{GRF\text{-}z} - m_{JrFz} - t_z$$

حيث أن I_{xx}، I_{yy}، I_{zz} = متجهات مركبات عزم القصـــور الـــذاتى، α_{xx}، α_{yy}، α_{zz} = مركبات العجلـــة الزاويـــة للعضـــو، w_{xx}، w_{yy}، w_{zz}= مركبات السرعة الزاوية للعضو، m_{GRF-x}، m_{GRF-y}، m_{GRF-z} = مركبـــات نتائج عزم GRF، m_{JrF-x}، m_{JrF-y}، m_{JrF-z} = مركبات نتائج العزم من قـــوة رد فعل المفصل، t_x، t_y، t_z = عزم رد فعل الأرض. فى خطـــوة المشـــى، نحن عادة نسلم أن t_x، t_y عادل صفر.

تتم الحسابات من البعيد إلى القريب فى إجراءات الأبعـــاد الـــثلاث لديناميكا المعكوسة (كما بالضبط فى البعدين) وتستخدم القيم لحساب العضـــو الأبعد فى الحسابات التالية، للعضو الأقرب. تذكر أنه فـــى إجـــراء الأبعـــاد الثلاثة، جميع حسابات القوة والعزم فى LCS للعضو فى المعادلة.

لذا عندما تتم حسابات العضو، يجب انتقال متجهات القـــوة والعـــزم خلال GCS كما يلى :

$$\left[{}^{J}\vec{R}F_{Ankle} \right] = \left[T_{loc2global} \right] \left[{}^{J}\vec{r}\,F_{Ankle} \right]$$

$$\left[{}^{J}\vec{M}_{Ankle} \right] = \left[T_{loc2global} \right] \left[{}^{J}\vec{r}\,F_{Ankle} \right]$$

يعرض الشكل (٥-٧) التمثيل البيانى الحر (FBD) لعضو الرجـــل. تنقل جميع البارامترات الضرورية التى تضمنتها حسابات رد فعـــل قـــوى وعزم القوى لمفصل رسْغ القدم إلى نظام الإحداثى الموضعى بالنسبة للرجل.

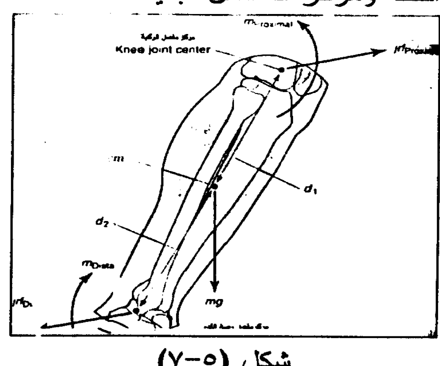
عندما يحدث ذلك يمكن إنشاء حساب المفصـــل القريـــب (مفصـــل الركبة) عندما تتم تلك الحسابات قوة رد فعل وعزم مفصل الركبة يحول إلى LCS للفخذ من أجل حساب قوة رد فعل مفصل المقعدة وعزم قوة المقعـــدة. وتبعاً لذلك ينقل قوة رد فعل وعزم المقعدة إلـــى GCS. تتشـــابه معـــادلات عضوى الرجل والفخذ نظيرتها لعضو القدم باســـتثناء أن مركبـــات GRF

تعرل بواسطة المركبات المناظرة لقوة رد فعل المفصل البعيد. وتكون تلك المعادلات فى شكل متجه كما يلى :

$$J\vec{r}\ F_{proximal} = m\,\vec{a}_{CM} - m\,\vec{g} - J\vec{r}\ F_{distal}$$

$$J\vec{m}_{proximal} = I\,\alpha - (\vec{d}_1 \times \vec{F}_{JrF\text{-}prox}) - (\vec{d}_2 \times \vec{F}_{JrF\text{-}distal}) - J\vec{m}_{distal}$$

حيث أن بالنسبة للرجل والفخذ $\vec{d}_1$ - منجه مسافة X Y Z بين مركز كتلة العضو، ومركز المفصل القريب، بينما $\vec{d}_2$ - متجه مسافة XYZ بين مركز الكتلة ومركز المفصل البعيد.



شكل (٥-٧)

التمثيل البيانى الحر لعضو الرجل بحساب الديناميكا المعكوسة جميع البارامترات يجب تمثل فى LCS لقوى الرجل من أجل الركبة.

سوف يكون FBD بالمثل بالنسبة للفخذ

الملخص : Summary

يوجد العديد من الطرائق المختلفة لحساب كيناتيكا الأبعاد الثلاثة تم تناول طريقة نيوتن- ايولير بالشرح فى هذا الفصل. نفس المسلمات التى سبق التسليم بها فى تحليل البعدين يسلم بها فى تحليل كيناتيكا الأبعاد الثلاثة لذلك الحدود هى نفسها. يتضمن تحليل الأبعاد الثلاثة ثلاث أنواع من البيانات (١) بيانات القوة الخارجية عادة هى (GRF). (٢) علامات الأبعاد الثلاثة لوصف الفروق الفردية للأعضاء، (٣) البيانات الأنثروبومترية للفروق الفردية للأعضاء. يجب الوضع فى الاعتبار أخطاء كل من تلك النماذج.

يمكن استخدام أعداد مختلفة من مجموعات العلامات ولكن سوف تصغر إلى ثلاث علامات غير خطية لكل عضو. يتضمن تحديد الثلاث أبعاد جمع المسار المعاير الذى فيه ثم معايرة كلا المسار والعلامات المتصلة به.

تظل العلامات على الفرد خلال المسارات الواقعية. ولكن يعزل صندوق معايرة العلامات. يسمح صندوق معايرة العلامات بحساب مراكز المفصل الواقعية والنظام الإحداثى الموضعى للعضو LCS. بالإضافة إلى، تحديد مصفوفة الانتقال بين علامات المسارات للعضو والأوضاع المعايرة التى سوف تحدد العضو. تستخدم هذه المصفوفة لتحديد أوضاع العلامة المعايرة بعد عزل صندوق المعايرة.

اختبر معلوماتك :

١- أذكر طرق تحديد موقع مركز ثقل كتلة الجسم أو أحد اعضائه وتناول إحداها بالشرح المفصل؟

٢- اشرح كيف يمكن إجراء الفحص النهائى لطريقة التحليل الكيناتيكى ثلاثى الأبعاد؟

٣- أذكر الخطوات التى يجب إجرائها للوصول إلى حسابات كيناتيكا الثلاث أبعاد للمفصل؟

٤- اشرح كيف يمكنك حساب فعل القوى وعزم القوى عند رسغ القدم؟

المراجع

١- عادل عبد البصير علي: (١٩٩٨م)، المدخل لتحليل الأبعاد الثلاثة لحركة جسم الإنسان في المجال الرياضي، مركز الكتـــاب للنشـــر، القـــاهرة، ص(١٠٠-١٢٠).

2- Allard, P.A., et al.: (1998), Three-dimensional analysis of human locomotion. Chichester, U.K., John Willey & Sons..

3- Andriacch, T.P. et al.: (1980), A study of lower limits mechanics during stair climbing, Journal of Bone and Joint Surgery, 62: 749-806.

4- Braune, W. and O. Fischer: (1989), Liber den scherpunk des menschlichen korpers, mit rucksicht auf die ausrnstung des deutschen infantristen (the center of gravity of the human body as related to the equipment of the german infantry) J. Abhend lung an der mathematisch- physischen klasse der koniglich-Sacchsischen Gesellschaft der Wissenschaften 26: 561-672.

5- Brooks, C.B. and A.M. Jacobe: (1975), The gamma mass scaning technique for inertial anthropometric measurement. Medicine and Science in Sports 7: 290-294.

6- Chander, R.F. et al.: (1975), Investigation of inertial properties of the human body. AMRL technical report, 74-137, Wright- Patterson Airforce Base, OH.

7- Clauser, C.E. et al.: (1969), Weight, volume and center of mass of segments of the human body, AMRL, Technical Report 60-70, Wright- Patterson, Air Force Base, OH.

8- Deluzio, K.J. et al.: (1999), Gait assessment in unicompartmental knee arthroplasty patients: principle component modeling of gait waveforms and clinical status, Human Movement Science, 18: 701-712.

9- Dempester, W.T.: (1955), Space requirements of the seated operator: Geometrical kinematic and mechanical aspects of the body with special reference of the limbs, WADC Technical Report, 55- 159, Wright- Patterson Air Force Base, OH.

10-Hanavan, E.P.: (1964), A mathematical method of the human body. AMRL Technical report 64-102, Wright- Patterson Airforce Base, OH.

11-Fischer, D. (1906): theoretische grundlagen eine mechanic der lebenden korper muit speziellen an wendungen den menschen, sowie auf enige bewegungs- vorange an maschine (theoretical fundamentals for mechanics of living bodies with special applications to

man as to some processes of motion in machines), Leipzig: BG. Tuebner.

12-Harless, E. (1860): The static moments of component masses of the human body, treatises of the mathematics physics class, Royal Bavarian Academy of Sciences, 8L69-96, 257-351, Trans FTD Technical Report 61-295, Wright Patterson Air Forces Base, OH, 1962.

13-Hatze, H.: (1998), Validity and reliability methods for testing vertical jumping performance. Journal of Applied Biomechanics , 14: 127-167.

14-Nigg, B.M. and W. Herzog: (1994), Biomechanics of musculo-skeletal system, New York: John Wiley & Sons.

15-Reuleux, F.: (1876), The kinematics of machinery: outlines of a theory of machines, London: MacMillan.

16-Sommer, H.J., et al.: (1992), Determination of first and second order instant screw parameters from landmark trajectories. ASME Journal of Mechanical Design, 114: 274-356.

17-Spoor, C.W. et al.: (1980), Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. Journal of biomechanics, 13: 391-394.

18-Vaughan, C.L., et al.: (1992), Dynamics of human gait, Champaign, IL: Human Kinetics.

19-Veldpaus, et al.: (1988), Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. Journal of Biomechanics, 13: 391-394.

20-Zatsiorsky, V,M.: (2002), Kinetics of human motion, Champaign, IL.: Human Kinetics.

الباب الثالث

التكنيكات الإضافية

Additional Techniques

الفصل الأول: النمذجة العصبية العضلية

الفصل الثانى: نموذج ميكانيكا العصب عضلى



الفصل الأول

النمذجة العضلية العصبية

Neuromuscular modeling

الأهداف

تمهيد

أولاً : قواعد للنمذجة العصبية العضلية

ثانياً : احتمالات تركيبية لنماذج عضلية عصبية متقدمة

ثالثاً : نمذجة الجهاز الحسى

ربعاً : النمذجة لأنظمة أمثلية متقدمة وعكسية

الملخص

اختبر معلوماتك

المراجع



الفصل الأول

النمذجة العضلية العصبية

Neuromuscular modeling

Objectives الأهداف

بعد قراءة هذا الفصل سوف يصبح القارئ قادر على التعرف على ما يلى :

١- مفاهيم وقواعد النمذجة العصبية العضلية.

٢- الاحتمالات التركيبية لنماذج عضلية عصبية متقدمة.

٣- نمذجة الجهاز الحسى.

٤- تطبيقات على الحركات الواقعية ثلاثية الأبعاد.

تمهيد : Review

فى مقالات سابقة، عددنا أوجه النمذجة العضلية العصبية. الآن نمـد الإطار النظرى للتركيز على النمذجة العضلية العصبية. هذه المداخل للنمذجة تعطى نظرة إلى الإستراتيجيات العصبية الحركية التى تشمل حركات الإنسان واستخدامها الأساسى. غالباً مثل هذه النماذج تسـتخدم لتكمـل الدراسـات التجريبية لحركة الإنسان التى فيها السلوك الداخلى (مثل قوى العضـلة) لا يمكن قياسها، وذلك، لو توقعات النموذج مشابهة للبيانات المقاسة فإن السلوك الخاص يمكن افتراضه. النماذج العضلية العصبية أيضاً يمكـن اسـتخدامها لاختبار فروض بخصوص الإستراتيجيات الحركية العصبية، فى مثل هـذه

الحالات، توقعات النموذج غير الكافية المشار إليها، يمكن أن تؤدى لنماذج جديدة ومفاهيم لتنظيم الحركة. للوصول لأقصى استفادة من دراسات النمذجية، نماذجنا يجب أن تشتمل على التوازن بين البساطة والتعقيد.

النمذجة هى عملية ثورة، ولقد دخلنا منطقة فيها يتم بحث الحركة ثلاثية الأبعاد، ومشاكل ثلاثية الابعاد صعبة الفهم. يوجد تقدم حديث فى طرق نمذجة العضلة والجهاز العضلى الهيكلى، الشبكات العصبية وطرق الأمثلية، حساب القدرة والسرعة (سمحا لبحث النمذجة ثلاثية الأبعاد المعقدة)، وفهمنا الثورى للعلاقات بين أهداف المهمة- الحركة وسلوك الحركة. كيف يجب أن تتطور طرق النمذجة العصبية العضلية لأخذ ميزة فى هذه النظرات والتقدم؟ هذه الدراسة المرجعية تشير لهذا السؤال بمناقشة موضوعين: (١) التطور والتضاد للمداخل الأساسية للنمذجة العصبية العضلية، و(٢) تحديد مجموعات لمهام الحركة التى لها المداخل للنمذجة العضلية العصبية تبدو أكثر مناسبة.

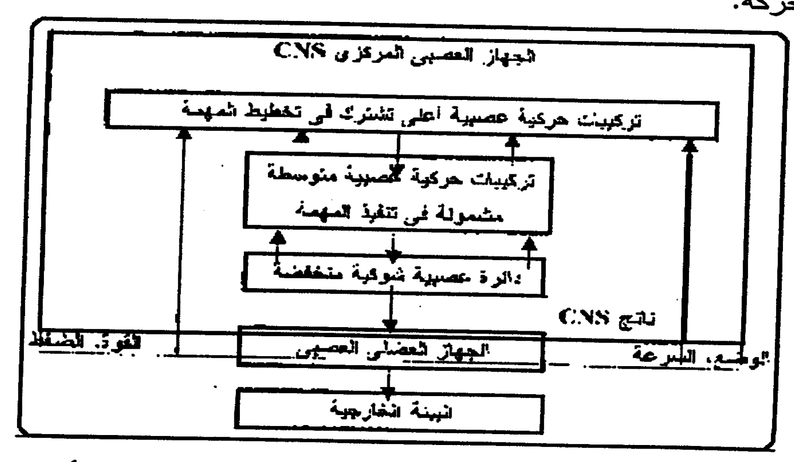
أولاً : قواعد للنمذجة العصبية العضلية :

Bases of Neuromuscular Modeling

شكل (١-١) يعطى نظرة بسيطة للنظام العضلى الهيكلى العصبى. من هذا المنظور للشكل، تبدو أجزاء الجهاز الهيكلى العضلى التى تبرز أساساً فى هذه الدراسة المرجعية، وتكون جزء صغير نسبياً للنظام كله؟ وحركات الإنسان ثلاثية الأبعاد يجب أن تخطط بتراكيب أعلى، ومثل هذا التخطيط- وكل أوجه التنفيذ الحركى العصبى- يعتمد على معلومات حسية خصوصاً بمتغيرات ميكانيكية وتفاعل دقيق بين التراكيب العصبية الميكانيكية.

والاتصال بين الأوجه العصبية والعضلية للنظام يتم من خلال عمليتين: (١) الواقع للنظام، العضلة الهيكلية، التى تأخذ مخرج الجهاز

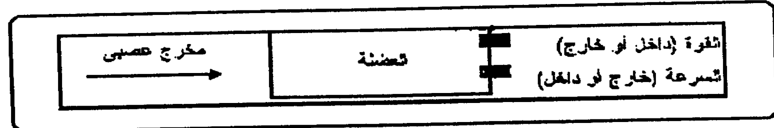
العصبى المركزى وتقود الجهاز الميكانيكى، (٢) المحفزات لنظام الميكانيكى التى تمد المعلومات للجهاز العصبى المركزى بخصوص السلوك الداخلى والأداء الخارجى. هذه الدراسة المرجعية تشير لمداخل النمذجة فى هذه التقابلات. سوف نرى أنه لا يوجد بالفعل أفض نموذج عضلى، أو صياغة أفضل لنمذجة الديناميكية العصبية. وهناك نماذج مختلفة تتطور لتشير إلى أسئلة إستراتيجية مختلفة. الإنسان يؤدى مهام متنوعة- كثير منها موجه لهدف- ولها أنظمة ميكانيكية عصبية تتقح لأداء مهام كثيرة بصورة جيدة وليس بكمال. هذا يتناقض مع مفهوم مبدأ الوحدة الذى يحكم كل الحركات لتشير بفاعلية لاختيارات النمذجة، هذه الدراسة المرجعية تعتبر بعض الدراسات للمهام الحركية وتطور داخل نمذجة تساعد فى تحديد إستراتيجيات الحركة.



شكل (١-١)

رسم تخطيطى مبسط يوضح تفاعلات المعلومة من خلال

نظام الهيكلى العصبى عضلى الحركى



شكل (١-٢)

نظرة لمخرج ومدخل اتصال العضلة، يعرض وحدة إثارة عصبية (وحدة الاتجاه) تمتد وتسبب ازدواج فى المخرج الميكانيكى لاختيار عضلة منفصلة، تكون فيها إما السرعة أو القوة المخرج والأخرى المدخل

ثانياً : احتمالات تركيبية لنماذج عضلية عصبية متقدمة :

Structural possibilities for advanced neuromuscular modeling

يوجد عدة مداخل تركيبية لنمذجة الجهاز العضلى العصبى، أحدهم هو نمذجة ميكانيكا العضلة (غالباً هيكلية) لكن ديناميكية عصبية، عادة توصف مداخل التحكم إلى نموذج عضلى هيكلى ديناميكى، هذا هو المدخل الأكثر استخداماً (أنظر زاجاك ووينترز Zajac & Winters ١٩٩٠م). وأخر يشمل عناصر ديناميكية عصبية بسيطة وعناصر عضلية على أنها مواضيع منفصل داخل نموذج أكبر (لويب وليفين Leob & Levine ١٩٩٠م). مدخل ثالث هو عدم التمييز بين المساهمات العصبية والعضلية، وبدلاً من استخدام مواضع عصبية عضلية (مثل فيلدمان، أداموفيش، أوسترى، فلانجان Feldman, Adamovich, Ostry & Flanagan، ١٩٩٠م). هنا نحن نطور هذه المداخل أولاً مع مراجعة مدخل مخرج موجز لميكانيكا العضلة.

رؤية مدخل- ومخرج نمذجة العضلة :

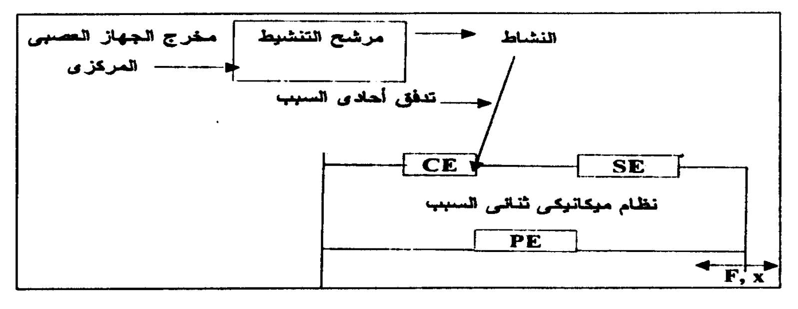
Input- output view of muscle modeling

معرفة ديناميكية العضلة تأتى من لختبار مدخل- مخرج حريص للعضلات. من مثل هذا المنظور، التجارب مع عضلة منفصلة يتطلب تخصيص مدخلين ومن ثم يخرج مفرد يقاس شكل (١-٢). أحد المدخلين يمثل مدخل عصبى، الأخر إما طول العضلة أو القوى، واحد من الاثنين الأخيرين غير مخصص يصبح المخرج. أغلب التاجارب المتحكم فيها لفسيولوجيا العضلة يمكن اعتبارها استجابة "نبضة" أو "خطوة" لواحد من المدخلين بينما الثانى يبقى ثابت (وينترز ١٩٩٠م). وبالرغم من أن هذا مبسط لحد ما (مثل المدخل العصبى يمكن أن يكسر فى "إعادة توظيف" ومدخلات "معدل الاحتراق" (هاتزى ١٩٧٧م) فهو مثبت أنه مفيد (وينترز ١٩٩٠م).

مرتكزاً على مثل هذا الاختبار المنظم، ظهرت صورة للخواص الديناميكية للعضلة، لتمثيل خواص العضلة فى نموذج، وجهين يجب أن يعتبرا: التركيب المفترض للنموذج، وخواص العناصر فى هذا التركيب. الصنف الأول الأكثر شهرة لتركيبات فى ميكانيكا نموذج العضلة طور أولاً عن هيل Hill (١٩٣٨م)- يشمل عناصر منقبضة فى سلاسل وفى توازى مع عناصر مطاطية. العملية الديناميكية للعضلة التنشيط- الإثارة يجب أيضاً أن تنمذج، مؤدياً إلى الشكل التفرعى لتركيب النموذج الذى يظهر فى شكل (١-٣). التنظيم فى شكل (١-٤أ/ب) يوضح السمات الغير خطية الأساسية للعناصر الانقباضية فى علاقات القوة- الطول- السرعة وسلاسل التوافق التى تظهر فى الدراسات التجريبية. التعبيرات الحسابية تستخدم لتتناسب مثل هذه البيانات وفى العملية يتم عمل افتراضات، مثل معادلة هيل (لسرعة التقصير) أو تناسب امتداد القوة الأسى لسلاسل التوافق (الذى يفترض أن التيبس يزيد خطياً مع القوة). مستوى التنشيط يقيس مستوى عبور الصفر-

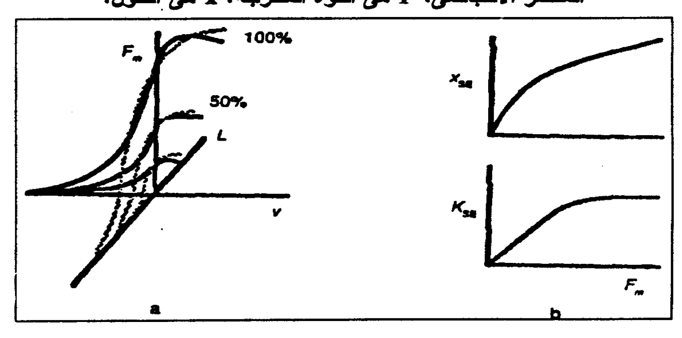
السرعة وفى بعض الصياغات سرعة تقصير العناصـــر الانقباضـــية غيـــر محملة القيم، مدخل يفترض إعادة توظيـــف للوحـــدات الحركيـــة (وينتـــرز وستارك Stark، ١٩٨٥م).

فى الاستخدام لأكثر من ٥٠ سنة، انتشار مثل هذا الإطار النمـــذجى يعتمد جزئياً على بساطة المفهوم، لكن أيضاً على قدرته فى توقـــع الســـلوك الديناميكى للعضلة لعدة مواقف بدون تطلب معامل تنوع خاص بالمهمة. مع ذلك، فى الشكل البسيط، لا يتوقع بعض الظواهر التى يمكن ظهورهـــا فـــى التجار على عضلات منفصلة أو ألياف عضلة. هذا يشمل التطوير المؤقـــت (جويس، راك، ويستبورى Joyce, Rack & Westbury، ١٩٦٩م)، زيادة القوة بعد التطويل المؤقت (ايدمان، الزينجا، نوبـــل Edman, Elzinga & Noble، ١٩٧٨م)، التأثيرات المؤقتة فى استجابة للتغير المفاجئ فى الطول (ماكماهون McMahon، ١٩٨٤م)، أسئلة بخصوص التنشيط- مقابل القوة- الاعتماد لسلاسل توافق العنصـــر (راك، ويســـتبورى، ١٩٧٤م)، اعتمـــاد ديناميكيات التنشيط على ديناميكات العضلة (زاهالاك Zahalak، ١٩٩٠م)، والخواص المطاطية للسلاسل المطاطية التى هى أكثر تعقيداً عن المعبر عنه بزنبرك مفرد (ايتيمـــا، هـــويجنج Ettema & Huijing، ١٩٩٠م). هـــذه التأثيرات يمكن التعامل معها جزئياً داخل إطار نموذج هيل لكن على حساب إضافة تعقيد (وينترز، ١٩٩٠م) لتقييم أعمق.



شكل (١-٣)

رسم تخطيطى يظهر تركيب نموذج هيل المنتشر الاستخدام، المستطيل العلوى الأيسر يمثل ديناميكات الإثارة، والتى نمذج فى نموذج فيما يتعلق بعملية الترشيح أحادى السبب أولاً، وثانياً مع مدخل يمثل مخرج الجهاز المركزى العصبى (إثارة عصبية) ومخرج يمثل التنشيط، من ثم يصبح مدخل للنموذج الميكانيكى للعضلة لهيل. عنصر السلالة (SE) والعنصر المتوازى (PE) يمثل زنبرك سلبى: Fm هى القوة الانقباضية، (CE) العنصر الانقباضى، F هى القوة المخرجة، x هى الطول.



شكل (١-٤)

(أ) يمثل العنصر الانقباضى علاقة بين قوة العضلة، سرعة الانقباض، والطول الذى يعدل بواسطة مستوى نشط (مستويات متعددة تظهرها)، (ب) امتداد عنصر السلاسل (X_{SE}) والتيبس (K_{SE}) يظهر فى وظيفة غير خطية لقوة العضلة

استخدام إطار نموذج هيل يمكن نقده من وجهتين نظر متناقضـــتين، البعضـــ، يعتبر غير متوافق مع بعض التجارب الفسيولوجية المعروفـــة ولا يرتكز على افتراضات لانقباض العضلة فى المستوى الجزئى (ملخص فـــى زاهلاك ١٩٩٠م). من هذا المنظور، الإطار الأكثر مناسبة يكـــون نمـــاذج تستخدم إطار بيولوجى فيزيائى كما افترضه هوكسلى وزملاءه (مثل هوكسلى Hocksly ١٩٥٧م). أخيراً، فى الواقع ربما الأغلبية الذين يدرسوا حركـــة الإنسان نموذج هيل معقد جداً لترجمة بياناتهم أو تطوير نظريـــات حركيـــة عصبية موحدة. نظرة البعض للعضلة يعتمد بدرجة كبيرة على خلفيته وعلى الأسئلة البحثية التى يطرحها.

احتمال واحد : التحكم فى مدخلات العضلة (مدخلات رسم العضلة الكهربى)
One possibility: controlling muscle inputs (EMG inputs)

أغلب لنماذج التقدمية لديناميكية حركة الإنسان تستخدم فى النمـــاذج العضلية الهيكلية التى يتم التحكم فيها بإشارات إثارة عصـــبية التـــى تمثـــل مخرج الجهاز العصبى المركزى (زاجاك، جوردون Gourdon، ١٩٨٩م). بهذا، الجهاز العصبى مفصول أساســاً مـــن النمـــوذج العضـــلى الهيكلـــى الميكانيكى، أنظر شكل (١-٥). هذا مقنع لعدة أسباب :

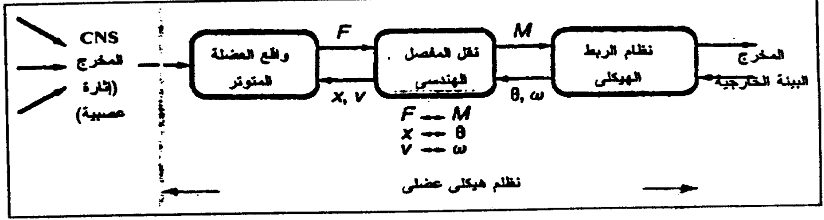
- مخرج الجهاز العصبى المركزى عن طريق الوحدات الحركية فى الواقع هو الطريقة الشهيرة النهائية للجهاز العصبى الذى يشمل مساهمات مـــن مراكز أعلى، دوائر شوكية موضعية وممرات تغذية مرتدة حسية.
- نقل المعلومات فى المستوى العصبى أحادى الاتجاه (مقابل ثنائى الاتجاه فى النظام البيوميكانيكى).
- هذه الإشارة المتوسطة ترتبط بتفكك بنشاط رسم العضلة الكهربى الـــذى يمكن قياسه تجريبياً.

لذا، النموذج مطلوب لـــديناميكات العضـــلة، وليســـت لـــديناميكيات العصب. هذا المدخل الموثق فى مكان أخـــر (مثـــل زاجـــاك وجـــوردون، ١٩٨٩م) يملك محددات داخلة لأنظمة التحديد والـــتحكم بـــدوارة مفتوحـــة، باستخدام تركيب هيل كقاعدة، كل من النماذج الثابتـــة والديناميكيـــة يمكـــن تطويرها.

نموذج العضلة الثابت : Quasi-static muscle models

لكى يصطلح على كونه ثابت، تأثيرات الكثافة (خصوصاً العنصـــر الانقباضى القوة- السرعة) وتسارعات الكتلة يجـــب ان تهمـــل. بســـبب أن الانحدار فى علاقة القوة- السرعة للعنصر الانقباضى أعلى لسرعات عنصر انقباضى منخفضة (شكل ١-٤). القوى ربما تنحرف لأكثر من ٢٠% فـــوق الأيزومتريك للتطوير البطئ وبحوالى ١٠% للتقصير البطئ. علاقة القـــوة- الطول للعنصر الانقباضى، معدل بواسطة مدخل التنشيط- الاتصال- الحـــد الحرج غير خطى (شكل ١-٦). مع ذلك، للعديد من التطبيقات، زنبركـــات خطية وثنائية الخط تمد تمثيل مفيد فوق المدى العامل للاهتمام (شكل ١-٦). عدة تقريبات أبسط تفترض أن وظائف العنصر الانقباضى مثل مولـــد قـــوة الطول- الاستقلال (شكل ١-٦). عدة تقريبات أبسط تفتـــرض أن وظـــائف العنصر الانقباضى مثل مولد قوة الطول- الاستقلال (شكل ١-٦) أو مولـــد وضع القوة- الاستقلال (مثل نماذج راك وبينيون الموصـــوفة فـــى هـــوك ورايمر ١٩٨١م) اتلى فيها خطوط القوة- الطول رأسية). تركيب العنصـــر الانقباضى. عنصر السلاسل يظهر متصل ببندول مقلوب فى شـــكل (١-٦) لتوضيح أنه بسبب القوة عبر عنصـــرى الانقبـــاض والسلاســـل متشـــابه، الإستراتيجية لتثبيت التوازن حســـاس جـــداً لعلاقـــة المفترضـــة للعنصـــر

الانقباضى. كمثال، لو مولد القوة الطول- الاستقلال مفترض، هــذه اللولبــة المفتوحة، نظام الكتلة- الزنبرك غير ثابت ومعرض لاختلال التوازن.

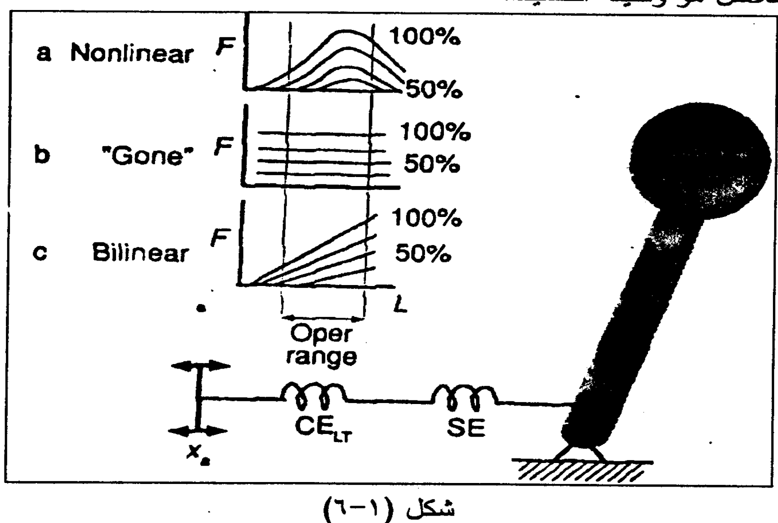


شكل (١-٥)

تخطيط يوضح المدخل الشهير لدراسة حركة الإنسان الذى فيه ديناميكيات النظام الهيكلى العضلى منفصلة عن الديناميكيات العصبية وتوجد فقط ديناميكات النظام العضلى الهيكلى منمذجة. هذه المدخلات إلى النموذج تشمل كل من التى تمثل المخرج للجهاز العصبى المركزى زائد المدخلات من البيئة (أقصى اليمين). لو نظام البيئة المزدوج يملك ديناميكيته الخاصة، ومن ثم أسهم المخرج- البيئة فى التواجه الميكانيكى يصبح سئ التحديد والنظام العضلى الهيكلى يزدوج ثنائى الأسباب بالنظام الخارجى

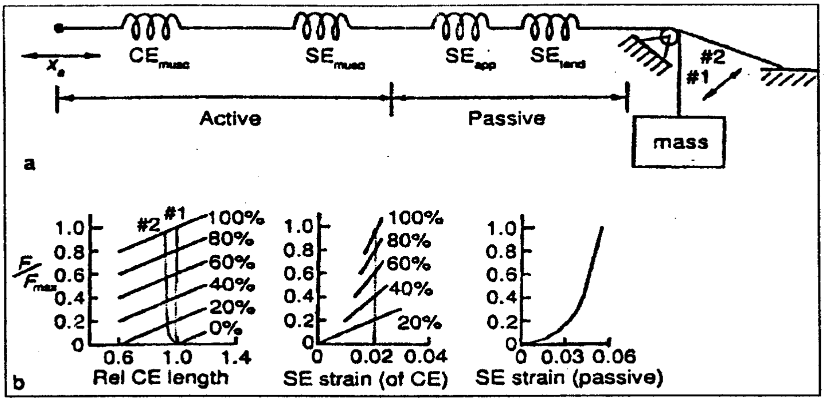
فى شكل (١-٧أ) مساهمات مثل الزنبرك للعضلة، الغشاء العضلى، والوتر يعتبر منفصلين. الامتداد يساوى شد النسيج مضـــرب فـــى الطـــول النسبى. مفترضاً ترتيب سلاسل، القوى فى كل العناصر متشابهة، وتضـــاف امتدادات العنصر. ولذلك، أى عنصر مع تيبس نسبى عالى (أعنـــى توافـــق منخفض) يمكن اهماله، فى الواقع، التوافقات بنفس الترتيب تقريبـــاً (ايتيمـــا وهويجنج، ١٩٩٠م). خواص مطاطية لعناصر زنبرك عنصر السلاسل يمكن اعتباره غير خطى، خطى أو ثنائى الخط معتمداً على أهداف التحليل وعلى مدى عمل القوة المهمة تحت البحث. عدة محتويات هامة خاصـــة بالهـــدف لافتراضات عنصر السلاسل توضح فى شكل (١-٧ب)، لمهمة مثالية مثـــل رفع حمل، لو المكون المعتمد على التنشيط لعنصر السلاســـل تـــم تمثيلـــه بزنبرك خطى، حالة الثبات لعلاقة العضلة- عنصر السلاسل تصبح تقريبـــاً

رأسياً، ثابتة فى حوالى ٢% ومستقلة نسبياً عن الحمل. بسبب أن القوة عامة تعتمد على الطول والسرعة بالإضافة إلى التنشيط، هــذا يقتــرح مســاهمة عنصر السلاسل معتمد على التاريخ الذى فيه العضــلات المنشــطة وغيــر المنشطة تتبع مرات قوى- امتداد عنصر سلاسل مختلف. مع ممرات خلال عدم التنشيط لها امتدادات أعلى لقوة مفترضة وتصبح أفضل تمثيلاً بواسطة مقعر قوة- امتداد عن المفترض طبيعياً. لمهمة مثالية لانقباض أيزومتــرى، كمية تقصير عنصر الانقباض تساوى كمية الامتداد الكلى لعنصر السلاســل لكن المساهمات النسبية للتنشيط- الاستقلال والامتــدادات الســلبية لعنصــر السلاسل هو وظيفة التنشيط.



شكل (١-٦)

تخطيط ثابت لنموذج هيل للعضلة متواجه مع بندول بكتلة. ٣ نماذج قوة- طول مفترضة:
(أ) غير خطى، (ب) خطى كمنطقة مستوية (مولد قوة طول- استقلال)،
(جـ) ثنائى الخط



شكل (١-٧)

سلوك عضلة ثابتة مثل الزنبرك. (أ) اتصالات سلاسل تمثل (من اليسار لليمين) القوة- الطول لعنصر الانقباض للعضلة (الطول- الوتر)، عنصر السلاسل للعضلة، مع التيبس وظيفة للتنشيط (أعنى عدد الروابط المتصلة)، الغشاء العضلى، والوتر. ٢ أقصى مثالين للتفاعل مع البيئة ممثلة فى: #١ قوة العضلة تتحدد بواسطة نظام الشد- الكتلة والوضع يكون حر لتنوع، بينما #٢ طول العضلة مخصص (أيزومترى) والقوة حرة للتنوع، (ب) افتراضات ممثلة للعلاقات المكونات لهذه العناصر الزنبركية، مع ٢ مكون زنبركى سلبى مجمعين، نتيجة معرفة حدود لخواص الغشاء العضلى، هنا انحدار القوة- الطول يفترض أن يكون ثابت، مع الزنبرك المفهومى أو الحد الحرج، الانزلاق لليسار مع زيادة التنشيط (القيم). التنشيط- الاستقلال لعنصر السلاسل للعضلة يفترض زنبركات خطية لهذه الروابط التى تتصل، من ثم الانحدار يزيد مباشرة مع التنشيط (القيم)، يعرض المدى المفهوم فسيولوجياً. الزنبرك السلبى يشمل منطقة أصبع قدم شبه الأس غير خطية متبوعاً بمنطقة خطية

بالرغم من أنه يوجد استثناءات ملحوظة (مثل، النسيج الوترى القليل فى بعض العضلات للعمود الفقرى)، كل من العضلات والأوتار طبيعياً تمد مساهمات دالة فى امتداد عنصر السلاسل الكلى، مع مساهمة العضلة تكــون أكثر تعقيداً وبالمثل أكبر من التنشيط المنخفض وخلال عدم التنشــيط عــن

مساهمة الوتر التى تكون أكبر فى التنشيط وقوة أعلى. عندما يرغب فى عنصر سلاسل مجمع مفرد علاقة تشبه الأس غير خطية تمثل السلوك الكلى أفضل من الخطية خصوصاً فى منطقة التنشيط المنخفض لأهميتها الأساسية فى أغلب نشاطات الحياة اليومية (وينترز ١٩٩٠). مع ذلك، المساهمة النسبية للعضلة والوتر يمكن أن تتنوع، الذى يبدو ثابتاً مع الأدوار الوظيفية المفترضة لمختلف الوحدات العضلية الوترية خلال نشاطات الحياة. ألكسندر وكير (١٩٩٠م) أشارا إلى أن المساحة المقطعية النسبية للوتر مقابل العضلات تتنوع ونقترح ثلاث صنوف للوحدات العضلية الوترية (أنظر مونجيول ووينترز، ١٩٩٠م) :

١- وحدات مع أوتار قصيرة قادرة على إنتاج كميات أكبر من العمل العضلى.

٢- وحدات مع أوتار غليظة طويلة تعتاد أن تبقى فى منطقة إصبع القدم الخطية (تحت شد ٢-٣%) وبهذا تبدو مثالية للعمل عن بعد والتعديل (مثل العضلات فى الساعد).

٣- وحدات مع أوتار أسطوانية طويلة نسبياً تعتاد أن تعمل فى مدى خطى خلال الحركة وأفضل تصميماً لتخزين- اطلاق- نقل الطاقة (مثل عضلات الطرف السفلى).

نماذج العضلة الديناميكية : تفاعل ثنائى السبب :

Dynamic muscle models : Bicausal interaction

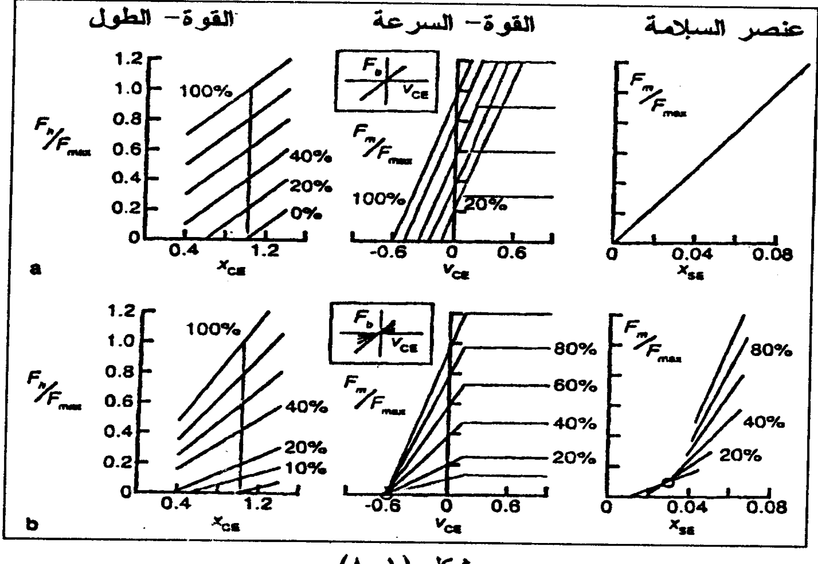
هل يمكن نمذجة العضلة ببساطة بمرشح تنعيم (تمرير- منخفض) أحادى السبب (طريق واحد)؟ لا يمكن. كما يتضح من شكل (١-٢) إلى (١-٧)، قوة العضلة كثير منها دالة لطول العضلة والسرعة. مع المخرج الميكانيكى يشمل قوة ثنائية السبب (طريقين) ونقل مركز- سرعة. هذا

الأساس المفهومي يحبط استخدام نماذج أحادية الجانب. استثناء ممكن هو الحركات الإرادية غير المحملة (مثل بعض أنواع حرات العين).

هل ترتيب تركيب العنصر الانقباضي- عنصر السلاسل ضروري؟ في الواقع دائماً. هانافورد ووينترز (١٩٩٠م) قارنا عضلة هيكلية مع مشغلات كهربية، هيدروليك وهوائية واستخلصا أن التمايزات الأولية هي وجود توافق سلاسل داخلية (وغير خطية) وتفاعل للعنصر الانقباضي- عنصر السلاسل خلال مهام ديناميكية.

هل يمكن لسلوك العضلة أن يكون خطي (مثل شكل ١-٨أ) لبعض المهام؟ بسبب بساطة نظرية النظام الخطي، يوجد عادة أن يمثل بخط نموذج هيل فوق بعض مدى التشغيل. وينترز وستارك (١٩٨٧م) وضحا حالات فيها نموذج عضلة- مفصل غير خطي من الدرجة الثامنة متضادة يمد مسارات مخرج لبعض المهام تبدو مثل استجابات نظام خطي منخفض الترتيب. هذا يمكن تفسيره بملاحظة عناصر ثنائية الخط مفهومية لشكل (١-٨ب). لو المدخل العصبي ثابت، النموذج يصبح تقريباً خطي. بالمثل، للمهام التي لا يوجد بها حمل خارجي ومدى صغير من الحركة، عناصر القوة- الطول في عنصر الانقباض وعنصر السلاسل غالباً يوضع خطي (أو أحياناً يزال). وضع خط لعلاقة القوة- السرعة في العنصر الانقباضي ليمثل كل من عمل التقصير والتطوير للعضلة يكون أكثر خطورة خصوصاً بسبب أن التضاد غير فعالي في الاطفاء بسبب أن اللزوجة العالية لهم (مقارنة بعلاقة القوة)- السرعة لعنصر الانقباض في شكل (١-٨أ) إلى الموجود (١-٨ب) للتنشيط المنخفض). إلى حد ما، المشكلة يمكن تخطيها لحركات اتجاه واحد يجعل المضادات بلزوجة منخفضة عن المؤديات (مثل ليهمان وستارك،

١٩٧٩م) مع ذلك حتى مع الخطية الخاصة بمهمة، بعض السمات لا يمكن الحصول عليها.



شكل (١-٨)

علاقات مبسطة لعناصر داخل نموذج العضلة الأساسية لهيل. (أ) خطى، مرتكزاً على مدى عمل فسيولوجى مثالى (لاحظ أن علاقة القوة- الطول- السرعة- لعنصر الانقباض هنا مضاف)، (ب) عناصر ثنائية الخط، مع كل عنصر وظيفة تزايدية لمدخل التنشيط (حتى التشبع)، علاقات (القيم) ربما تدمج تزايدياً أو إضافياً مع تأثيرات مختلفة. القوة- السرعة لعنصر الانقباض هو القوة المفرغة (المفقودة)

هذا يمكن رؤيته فى تتبع المهمة فى شكل (١-٩)، برغم عدم تنشيط المضادات، مضادات التطويل للنموذج الخطى تنتج عزم مقاومة خلال الفترة بين ٥٠ و ١٠٠ ميلى ثانية. بالإضافة إلى الأنماط الكلية للنموذج الخطى

انعدمت بسبب عدم وجود قدرة داخل النظام لتعديل تكيفى لخـــواص النظـــام الديناميكى. هذه المساعدة تفسر النتائج المحصل عليها عندما تقود نموذجين. فى كلا الحالتين إستراتيجية التحكم العصبى مثلى بخصوص تقليل خطأ تتبع الوضع (سيف- ناراجى، ١٩٨٩م). لكن خطأ المرجع الأمثل يعتبر أكبر عند استخدام النموذج الخطى، خصوصاً عند محاولة تتبع الهبوط.

عامة، التاريخ يقترح أن الخطية هى تقريب منحنى يساهم قليلاً فـــى الفهم المفهوم للتحكم العضلى العصبى.

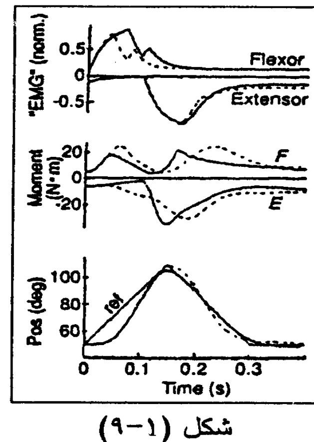
نظرات إلى السلوك غير الخطى عن طريق عناصر نموذج عضـــلة ثنـــائى الخط :

Insights into non-linear behavior via bilinear muscle model elements

فى الجزء السابق، نموذج ثنائى الخط للعضلة (شـــكل١-٨ب) تـــم استخدامه لاظهار الظروف المحددة التى تحتها تبدو العضلة خطية. بـــالرغم من أن هوجان (١٩٨٤م) استخدام علاقة قوة- طول لعنصر الانقباض ثنائية الخط لوضع مبادئ لتعديل التيبس وإلى حد معرفة الباحث، لا يوجد واحـــد يحاول صياغة ثنائى الخط ديناميكى للعضلة، لماذا نعتبـــر عناصـــر ثنائيـــة الخط؟ يوجد سببين أساسيين.

أولاً : كل من العلاقات غير الخطية لطرق العضلة يمكن ضـــبطها بواسطة علاقات ثنائية الخط (شكل ١-٨ب)، هذا المدخل المبسط يساعدنا فى نظرة واضحة لمحتويات الخواص غير الخطية. كمثال، أعيد اعتبار المحاكاة فى شكل (١-٩) الذى فيه خواص العضلة تم وضعها خطياً مرتكـــزاً علـــى مدى العمل الذى يحدث فى مسار هذه المهمة التتبعية. التآكل فى الأداء مـــع النموذج الخطى، حتى عندما تعاد أمثليتها، يحدث بسبب أن لوغاريتم الأمثلية

لا يمكن أخذه كميزة لتباين التنشيط- المعتمد فى خواص التيبس ليمد تغيرات أكثر فى مستويات القوة- العزم للعضلة. هذه المحاكاة أيضاً توضح أنه ربما الجزء الأكثر أهمية لعلاقة القوة- السرعة لعنصر الانقباض: خواص غير خطية تسمح للمضاد أن يختفى بفعالية ومن ثم يعاد ظهوره اختيارياً. الإستراتيجية منتشرة الاستخدام للتعديل عن طريق تنشيط مشترك للمضادات يمد خلاله مهمة وحلول الأمثلية غالباً تأخذ ميزة هذا (وينترز، ستارك، سيف- ناراجى ١٩٨٨م). على التضاد، لنماذج خطية لا يوجد قيمة فى الحصول على عضلات مشتركة الانقباض، ولا يتوقع فى حلول الأمثلية (سيف-ناراجى، ١٩٨٩، سيف-ناراجى ووينترز، ١٩٨٩م أ، ١٩٩٠م).



شكل (١-٩)

تأثيرات الخطى على حركات تتبع مثلى بواسطة نموذج الكوع المفصل- العضلة المتضاد. معيار الأداء يكون الأمثل هو خطأ متوسط المربع بين مسارات (مثلثية) الواقع والمرجعية، أطوال وأعراض نبضة الإثارة العصبية هى المثلى، استجابة النموذج الأمثل للنموذج الخطى (خط ثقيل) خطى ومن ثم إعادة الأمثلية (خط متقطع)

ثانياً، رغم أنها لم تتطور مثل النظرية الخطية، نظرية النظام ثنائى الخط يقترح بعض أشكال لتركيب التحكم فى التغذية المرتجعة العصبية يبدو متوافق مع دوائر عصبية معروفة. فى النظام ثنائى الخط، بالإضافة، إلى المصطلحات الخطية فى معادلات الحالة، يوجد مصطلحات تزايدية بين متغير الحالة والمدخل (أو حالة أخرى فى بعض الحالات). من منظورنا، وبهذا قادر على تعديل الخواص الأساسية للنظام الديناميكى. مثل هذا التباين التركيبى هو علامة لنظام تعديلى. نظرية ثنائى الخطوط أيضاً يظهر أنه لأنظمة مع مدخلات- حالات (كما هنا)، نظام ثنائى الخطوط ربما يكون واقعياً أكثر تحكماً (موهلر، ١٩٩١م)، أكثر من هذا، شكل مثل هذه التحكمات فى التغذية الراجعية تزايدى، وهو ما يمد تمثيل منطقى لدائرة عصبية شوكية معروفة.

إمكانية أخرى : شاملة عناصر عصبية داخل النموذج :

Another possibility : Including neural elements within the model

يوجد مشكلة أساسية مع إضافة عناصر عصبية لعملية النمذجة: على عكس النظام العضلى الهيكلى أينما نفس الأنسجة تستخدم خلالها والنمذجة للخواص الميكانيكية لكل نسيج ممكنة، ليس من الممكن خلق مسار تتبعى لدائرة عصبية. يوجد البلايين من الخلايا العصبية فى الجهاز العصبى المركزى وحتى الوحدات الحركية العصبية المفردة يمكنها استقبال الآلاف من المدخلات. نحن نعرف القليل عن وظيفة أغلب الخلايا العصبية فى الجهاز العصبى المركزى. لكن الاتجاه الحالى نحو نمذجة فقط النظام العضلى الهيكلى (مع مخرج جهاز عصبى مركزى يكون مدخل نموذج) ربما لا يكون أفضل مدخل، دمج مستويات منخفضة من عناصر عصبية ربما

يؤثر على إستراتيجية حركة عصبية حركية بمستوى أعلى. الهدف من هـذا الجزء هو اقتراح أشكال من العناصر العصبية البسيطة بدرجة كافية لـتلاءم إطار عملية نمذجة أكثر وبتفصيل كافى لمعرفة السلوك العصـبى العضـلى الهيكلى الأساسى.

من منظور نظام التحكم فى التغذية المرتجعة (المرتـدة) التقليـدى، النظام العضلى الهيكلى يمثل محور التحكم شكل (١-١٠). هـذا التركيـب الأساسى يمتد فى شكل (١-١١) ليشمل عناصر معروفة لدوائر عصبية فى النخاع الشوكى. يوجد ممرات من جهاز عصـبى مركـزى أعلـى تعـدل معاملات التغذية المرتجعة، العلامة لنظام تحكم تكيفى. مدخلين نحـو بنـاء دائرة حركية عصبية منخفضة مع ديناميكيات العضلة يمكن أخذها: (١) هذه التى لا تفصل نشاط العضلة ورد الفعل، (٢) وهذه التى تعمل هكذا....

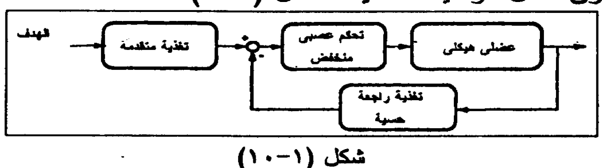
نمذجة جهاز حركى حسى عصبى طرفى أساسى :

Modeling basic peripheral neurosensorimotor apparatus

نمذجة جهاز عصبى حركى : Modeling motor neural apparatus

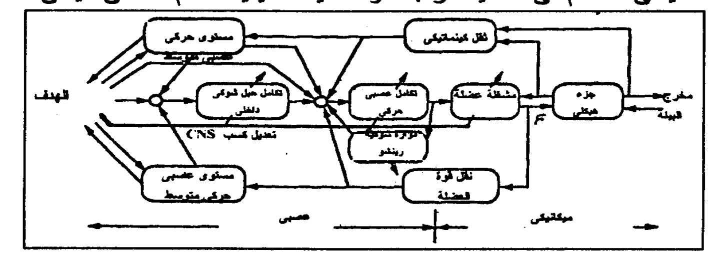
يوجد نوعين أساسيين من الخلايا العصبية الحركية هى ألفا وجامـا. للتقريب الأول، ألفا وجاما تستقبل قيادة مركزية، تثير الألياف العضلية التـى تكون تركيباً بالتوازى (شكل ١-١٢). كل عضلة تعطى عصبى بواسطة ألفا بتنوع فى الحجم (شكل ١-١٣)، مع أغلب العضلات تملك مدى من تركيب ألياف فردية، من وجهة نظر بيوميكانيكية يمكن أن تصنف إلى أنواع عديدة: سريعة التعب تغذى من ألفا كبيرة، وسريعة تقاوم التعب وبطيئة تصنف إلى أنواع عديدة تغذى بألفا أصغر. لأغلب العضلات يوجد عدد متساوى من ألفا سريعة وبطيئة (وينترز وستارك، ١٩٨٨م). الألفا الكبيرة تعتاد أن تكون أخر من يوظف بواسطة القائد من الجهاز العصبى المركـزى للخليـة العصـبية الحركية شكل (١-١٣)، تثير ألياف العضلة السريعة الانقباض وتصل لمعدل اشتغال قمى منخفض. الجاما تعتاد أن تكون من حجم مساوى لألفا وغالبـاً

تنفصل وظيفياً إلى جاما ثابتة وديناميكية (لويب، ١٩٨٤م). هذا التباين فـــى الأنواع جعل الباحثون يستخدموا تحكم منفصـــل لمعـــدل إعـــادة التوظيـــف والاشعال (هانزى ١٩٨١م). آخرين فصلوا عضلة إلى عدة عناصر تركيبية متوازية (غالباً ثلاثة) مـــع خـــواص مختلفـــة (هيمـــامى، ١٩٨٥م). هـــذه الاختبارات بالرغم من حيويتها تضيف لتعقيد النموذج الكلى والعدد المطلوب من مدخلات التحكم. إستراتيجية بديلة تدمج كل من هذه الملاحظات وتفترض إعادة توظيف مرتب (ألياف بطيئة أولاً) تشمل مقياس لسرعة أقصى عنصر انقباض بدون حمل كوظيفة لتنشيط، شكل (١-٤).



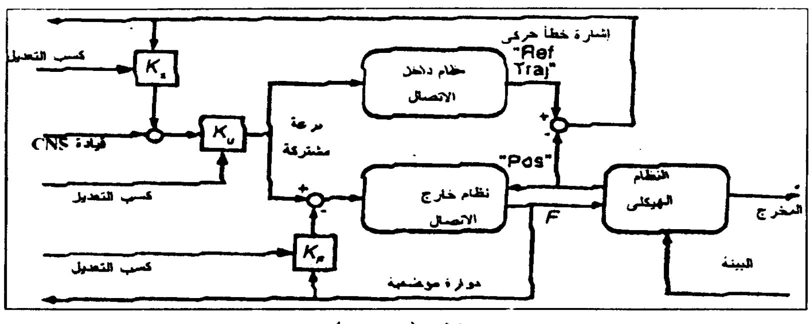
شكل (١-١٠)

رسم تخطيطى للتحكم فى التغذية الراجعة والتقدمية التقليدية لنظام عضلى هيكلى عصبى



شكل (١-١١)

تركيب تغذية راجعة- أمامية التى تشمل توصيلات دوائر عصبية شوكية أساسية وتبرز التدفق التجمعى والتفرقى للمعلومات، عدة دورات تغذية مرتجعة، والجهاز العصبى المركزى يحصل على التعديل فى مستويات متنوعة (خطوط أخف تعبر خلال المقاطع) كل الإشارات تمثل المتجهات وأغلبها يملك تأخير وقت دال بين المقاطع



شكل (١-١٢)

نموذج عصبى عضلى يحافظ على سمات النموذج المرجعى التقليدية لتركيب التحكم الكيفى مثل (لاندو ١٩٧٩م). هذا الترتيب التركيبى الذى يطبق على جاما الثابتة والصغير- للمتوسط ألفا، أحياناً يسمى رابطة ألفا- جاما أو تنشيط ألفا-جاما. المربعات (كل مع مدخلين) تمثل عناصر تزايدية الدوائر الصغيرة تمثل وصلات إضافية. إشارة المركز خارج الاتصال هى وظيفة لتفاعل ثنائى السبب بين ديناميكيات العضلة والنظام الهيكلى

ثالثاً : نمذجة الجهاز الحسى Modeling sensory apparatus :

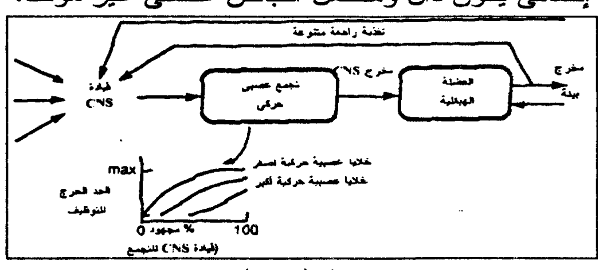
المحسات الكبرى هى مغازل العضلات، أعضاء وتر جـولجى، زاويـة المفصل ومحسات تعب الاتصال، ومسحات اتصال بالبيئة (ضـغط وحـرارة). محسات بيولوجية تكون حساسة لكل من المدى المطلق لمتغيـر معـين ومعـدل تغيره.

المغازل تقيس طول العضلة النسبى مقابل المطلق (شكل ١-٦) إلى (١-١٤). غالباً تظهر زيادة حساسية للإطالة المبدئية (أيزوكينتيـك) داخـل منطقة معينة، مع إطالة أكثر تحدد المنطقة الأكثر حساسية التى ربما تقـرب أفضل بافتراض منتج علاقة تزايدية (هـوك واريمـر، ١٩٨١م) أو تشـكل ديناميكيات درجة أولى غير خطية (هاسان ١٩٨٣م). المصادر لمثـل هـذا

السلوك لم تحل، لكن تعطى ترتيب سلاسل بين الجهاز الحسـى والعنصـر الانقباضى وعنصر السلاسل (شكل ١-١٤)، اظهار عنصر الانقباض ربمـا يساعد فى تفسير النقل من زيادة الحساسية إلى حساسية منخفضة بـالتطوير ونقص هذا التأثير مع التقصير.

تأخير وقت النقل : Transmission time delays

السرعة التى فيها تنتقل المعلومات بواسطة انتشار نشط عبر الخلايا العصبية يتراوح من ٢ إلى ١٢٠م/ثانية، السرعة تكون أعلى لمحور عصب أكبر. المسافات من الحبل الشوكى للعضلات تتراوح من ٥ إلى ١٠٠سم لهذا كل من زمن النقل الحسى والحركى يقترب من أعشار من الميلى ثانية، الذى يكون دال بالنسبة إلى الديناميكيات المؤقتة للجهاز العضلى الهيكلـى لعـدة مهام. الضخ النشط عبر الأنسجة العضلية (يبدأ من الوصلة العضلية العصبية أو طبقاً للنهاية الحركية) فى ترتيب ١ إلى ٥م/ث الذى لعضلات أطول ينتج تأثير وقت إضافى يكون دال ومحتمل انقباض عضلى غير موحد.



شكل (١-١٣)

خريطة عصبية حركية أساسية نسبة للنموذج العضلى العصبى، الخلايا العصبية الحركية لعضلة معينة توظف من صغير لكبير مع زيادة الإثارة العصبية بسبب أن العصب الأكبر له حد حرج أعلى (مبدأ الحجم). بالرغم من أنه يمثل هنا بزيادة فى الحجم وقيادة عصبية للتجمع الحركى، فى الواقع يعتاد وجود استمرار فى حجوم المحور وخواص تعب الليفة العضلية زائد إمكانية عبور نظام الدوال الأولى لبعض أنواع المهام

رد فعل عضلة أبسط لنماذج عصبية عضلية :

Simpler muscle reflex (motor servo) neuromuscular models

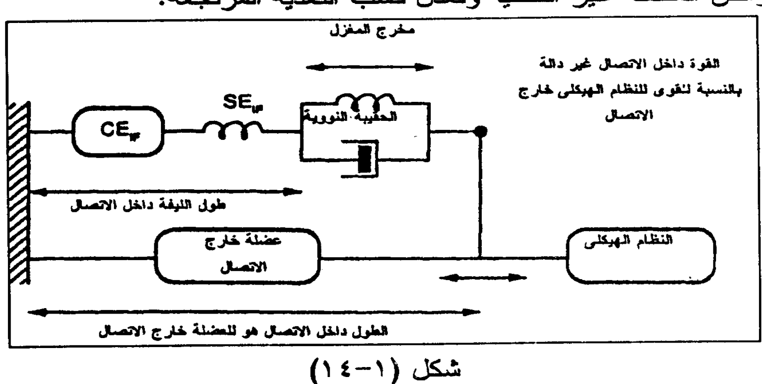
تجميع العضلة والدوائر العصبية الشوكية فى وحدة وظيفية مفـــردة تطوروا ليمثلوا بيانات مدخل- مخرج من تجارب تشمل توابع فى الطـــول- الزاوية أو القوة- العزم. هذه النماذج يمكن النظر لها من داخل إطار العمـــل (هوك ورايمر، ١٩٨١م، هاسان، اينوكـــا وســـتيورات ١٩٨٥م). بيـــزى، أكورنيرو، شابل، هوجان (١٩٨٤م) أبرزوا تعديل (انحدار) التيـــبس. علـــى العكس، فيلدمان (١٩٧٤م) اعتبر جهاز رد فعل- العضلة ليظهر سلوك شبيه بالزنبرك الذى فيه عشوائية الزنبرك أو الحد الحرج، يتنوع مع التغير فـــى القيادة المركزية بهذا تخلق مجموعة من تنوع منحنيات القوة- الطول، الذى يحدد حالة الوقفة. داخل هذا الإطار، رسم العضل الكهربى يعتبـــر إشـــارة داخلية تتنوع كتابع للتغير فى القيادة المركزية والتردد الخـــارجى (فيلـــدمان وآخرون، ١٩٩٠م)، من ثم، تذبذب رسم العضلة الكهربى متوقع. هذا يساعد فى تفسير جزئياً كيف أن القياس للتيبس غير المتنوع يعتبر أعلى من المتوقع من علاقات التوتر- الطول للعضلة وغالباً عنصر السلاسل.

هوك (١٩٧٩م) اقترح مصطلح السيرفو الحركى لوحدات رد فعل- عضلة وظيفية وأيضاً استخدم جملة تنظيم التيبس ليقترح أن الإثارة العصبية غير المنتظمة ربما تساعد فى طرق التوتر- الطول للعضلة غيـــر منتظمـــة لتنتج تقريباً مستويات تيبس خطية لمجموعة حركية معينة، وكيـــف كســـب التغذية المرتجعة من المغازل وأعضاء جولجى ربما تعدل فى توافق لمساعدة المجموعة فى مستويات تيبس ثابتة. هذا العمل تم مده إلى سلوك غير خطى بواسطة وو، هوك، يونج وميلر (١٩٩٠م) الذين لاحظوا أن النظـــام غيـــر الخطى يبدو ثابت لتتنوع من ظروف الاتصال.

نماذج من عناصر عضلية وعصبية منفصلة :

Models with separate neural and muscular elements

باحثين قلائل حاولوا استخدام عناصر عضلية وعصبية فردية داخل نموذج عضلى عصبى كبير المقاييس. لويب وليفـين (١٩٩٠م) اسـتخدموا مدخل مع أساس من نظام التحكم التقليدى، مصفوفات كسب تغذية مرتجعـة معدلة خلال حركة القطة بمداخل مختلفة للاتصال التى تكون تحـت تحكـم مولد نمط مركزى يقود التجمع الحركى. مدخل بديل هو استخدام تحكمـات قليلة لكل عضلة وتبرز إستراتيجية التغذية المقدمة السائدة التى تأخذ ميـزة خواص العضلة غير الخطية وتعدل كسب التغذية المرتجعة.



شكل (١-١٤)

توضيح يظهر عملية النقل الحسية لمغزل العضلة وموضعه التركيبى داخل النظام العضلى الهيكلى

التحديات فى استخدام كل من التغذية المقدمة والمرتجعة :

The challenge of using both feed forward and feedback

نظرية التحكم بالتغذية المرتجعة ترتكز على مفهوم أن أفضل مدخل تحكم لشئ يجب أن يرتكز على أكبر معلومات، الذى يشمل معلومات تغذيـة

مرتجعة بخصوص حالات داخلية وأداء كلى. فى تصميم نظام التحكم بالتغذية المرتجعة، يوجد ثلاث اهتمامات كبرى: (١) الحفاظ على ثبات النظام، (٢) القدرة على التحكم وملاحظة حالات النظام، (٣) أداء ديناميكى مرغوب للنظام.

وجود تأخير زمن دوارة فى حوالى ٤٠ ميلى ثانية يقلل الأمثلية لاستخدام تغذية مرتجعة بالوقت خلال الحركات الديناميكية. من وجهة نظر ثابتة، يصبح ضرورى أن كسب التغذية المرتجعة لا يجب أن يكون عالى. فى الواقع هذا هو أحد الأسباب لانتشار المحاكاة التى لها نماذج غضلية هيكلية منفصلة مع مدخل إثارة عصبية (مخرج جهاز عصبى مركزى). مع ذلك سجلات رسم العضل الكهربى تظهر إشارات تعديل تغذية مرتجعة حية بواسطة رد فعل إطالة وردود فعل شرطية. بهذا على الأقل، إستراتيجية التغذية المرتجعة تعدل بتحفظ بواسطة التغذية المرتجعة الحسية.

الافتراضات التالية والملاحظات أساسية لأى مدخل تغذية مقدمة :

١- أغلب المهام موجهة لهدف، مع سلوك يتم تعلمه من خبرة سابقة.

٢- الخارجية العصبية العضلية غير الخطية هى ذات غرض وكتابع مباشر قادرة على أداء ديناميكى رشيق خصوصاً عندما تتفاعل مع البيئة- خواص ميكانيكية للعضلة على الخصوص تعدل بقوة خلال المهام الحركية.

٣- مع تردد مفاجئ، خواص العضلة غير الخطية تمد تيبس متوقع حتى يستعيد دوائر عصبية شوكية (تعمل مع معلومات حسية) لتوازن مرغوب.

٤- كسب التغذية المرتجعة الكينماتيكية يعتاد أن يزيد مع مستوى تنشيط (لاكوانيتى، ليكانا، سويكتينج، ١٩٨٢م)، بسبب الخواص العضلية الميكانيكية غير الخطية، المحاكاة تظهر أن الحد الحرج الذى فيه مثل هذا التأخير للكسب فى التغذية المرتجعة الكينماتيكية يبدأ فى تسبيب سلوك نظام غير ثابت يزيد خطياً مع التنشيط (وينترز، ١٩٨٥م).

٥- هذا التعديل لكسب التغذية المرتجعة عملية تزايدية (أياً كان النظر لها على أنها إشارة مقدمة تعدل كسب التغذية المرتجعة أو إشارة تغذية مرتجعة تعدل إشارات مقدمة هى موضع وجهة نظر).

٦- سلوك التغذية المرتجعة أكثر تحفظاً عن السلوك المقدم وينظر له أفضل على أنه إشارات للتقدم.

٧- الاستخدام الأساسى للتغذية المرتجعة الحسية ربما يكون خاص بمهمة للتعلم خارج الخط بواسطة الشبكات العصبية.

نماذج عصبية وعملية أمثلية :

Neuromuscular models and the optimization process

نظرية الأمثلية هى وسيلة مفيدة لاكتشاف موجه للهدف (هوجان ووينترز، ١٩٩٠م). يوجد ٤ مكونات لعملية الأمثلية، شكل (١-١٥).

١- نظام ديناميكى التحكم فيه.

٢- معيار أداء مقياسى يحدد هدف الحركة.

٣- التحكم الذى عمل على النظام.

٤- اللوغاريتم الذى يحدد التحكم المناسب.

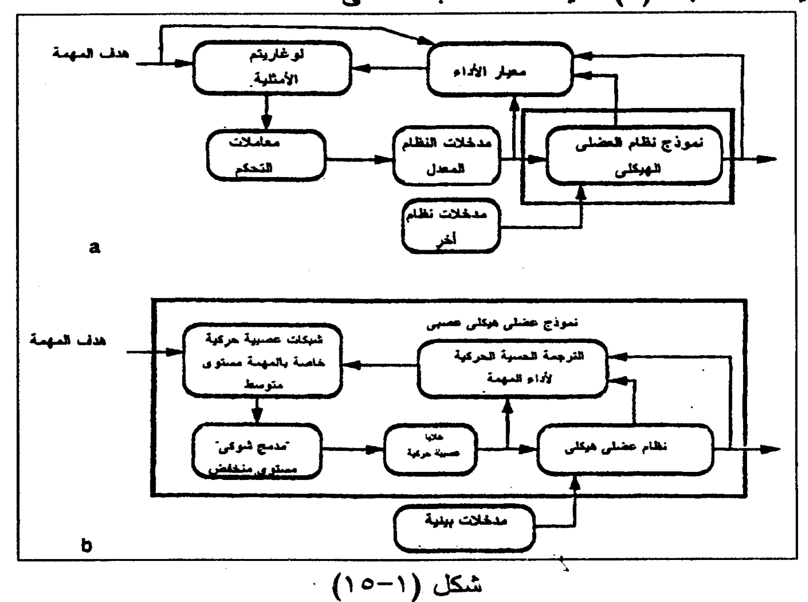
الحلول الرقمية مطلوبة للحركات ثلاثية الأبعاد. بالرغم من التنوع فى الطرق الرقمية المتوفرة، الكثير مطلوب لتحديد الحد العام (غالباً الأدنى) لمعيار الأداء داخل فراغ التحكم المتوفر. من هذا المنظور، ربما يوجد

تناسب بين العملية التى بها اللوغاريتم يقترب من الحل والعمليات التى ربما تستخدم بواسطة النظام الحركى العصبى. وجدنا أن لوغاريتم الأمثلية الرقمى المشابه (فى حالتنا التى تملك كل من سمات عشوائية ووسطية) (وينترز ١٩٩١م) غالباً تقترب من الحلول أكثر سرعة عندما نستخدم نماذج عضلية غير خطية بدلاً من الخطية (سيف-ناراجى ووينترز، ١٩٩٠م). هذا ربما يرجع إلى المعيار داخل فراغ التحكم، الشبكات العصبية تعتاد أن تعمل أفضل مع الأنظمة غير الخطية.

فى شكل (١-١٥ب) لواريتم الأمثلية دمج فى عملية النمذجة الحركية العصبية. هنا يقترح أنه خلال عملية التدريب، التركيبات الحركية العصبية متوسطة المستوى التى تشمل فى تحديد إستراتيجيات تنفيذ الحركات المناسبة مفترضاً هدف، يمثل شكل متقدم للوغاريتم الأمثلية (وينترز، موليسن، ١٩٩٣م). بما أن الشبكة العصبية المنفصلة لا يجب أن تطلب عندما يوجد تغيرات فى المقياس داخل صنف من المهمة (مثل مدى الحركة أو الاتجاه، السرعة المرغوبة أو وزن الأشياء، مثل الأكواب)، شبكة الأمثلية يمكن أن يفكر فيها على أنها عملية مدخل- مخرج تكون خريطة لهدف مهمة فى إستراتيجية تنفيذ حركية عصبية تنفرد مع الوقت. هدف المهمة، مخصصاً بمعيار الأداء يفترض أن يأتى من تركيب عصبى أعلى، لاحظ أن المداخل مثل الشبكات العصبية، تحكم المجموعة وأنظمة الخبراء تبدأ فى التقارب مع المراجع، والآن المداخل التفرعية تبدو تمثل فرص أفضل لتقريب هذه المستويات العالية المرتبطة مع التخطيط المنظم.

ويجب أن يوجد شبكة عامة ثانية على التوازى مع الشبكات العصبية منخفضة المستوى الخاصة بالهدف مشمولة فى التوافق لكل الثبات العام التعديل (بين الأجزاء ومع البيئة). بالفعل، هذه الشبكة يجب أن تقود

الإشارات العصبية خلفاً نحو مستويات قاعدة لحوالى ١٠% من الأقصى. مع ذلك، ترتكز على أهداف العينة لشبكات عصبية خاصة بالهدف ومعلومات من المحسات يمكن أن تعمل فى توازى مع إشارات فى ثلاث طرق مرتبطة: (١) مستويات تنشيط مشترك تتنوع مؤقتاً، (٢) كسب تغذية مرتجعة متنوعة لو الإستراتيجية الفعلية لربط مثل هذا الكسب بمستويات التنشيط العضلى ليست مناسبة، (٣) صيانة عامة للثبات الكلى.



شكل (١-١٥)

وجهة نظر مفهومية للعلاقة بين نموذج عضلى هيكلى عصبى وعملية أمثلية. (أ) مشكلة أمثلية ديناميكية تقليدية للنظام العضلى الهيكلى، مظهراً العلاقة التركيبية بين المكونات. (ب) مفهوم لوغاريتم الأمثلية يدمج داخل إطار النموذج العضلى الهيكلى العصبى كشبكات عصبية خاصة بالمهمة ديناميكية التي تقوم نظام عضلى هيكلى منخفض رشيق يستخدم معلومات حسية أساساً من تعديل خارج الخط لأداء مستقبلى

السمات المتقدمة للأنظمة العصبية التى يجب أن تعــرف بواســطة لوغاريتمات أمثلية حالية تعمل معالجة متوازية ممتدة، قادرة على الاستنباط (مثل المقايسة لظروف جديدة أو تغيرات فى الأهداف)، وأجهــزة الحركــة العصبية التى تضبط لأى مهمة مفردة لكن بدلاً من ذلك تمكن عــدة مهــام لتؤدى جيداً.

رابعاً : النمذجة لأنظمة أمثلية متقدمة وعكسية :

Modeling for inverse and forward optimization schemes

طرق الأمثلية تستخدم لسببين منفصلين فــى بيوميكانيكــا الحركــة (زاجاك ووينترز، ١٩٩٠م): (١) لحل مشكلة العضلة (الحمل- المشاركة)، (٢) وتوليد حركة من منظور حركى عصبى، وللتمييــز بينهمــا تســتخدم التصنيفات الثابتة والديناميكية على التوالى (زاجاك وجــوردون، ١٩٨٩م). ومع ذلك افترض (وينترز ١٩٩١م، وينترز فان دير هيلم، ١٩٩٣م) أمثليــة معكوسة وتقدمية. أيضاً اقترح أن مصطلحات وظيفة التكلفة أو وظيفة الجزاء تستخدم لمعيار أمثلية معكوسة مقياسية بينما معيار الأداء يمثل فــى حــالات أمثلية متقدمة.

أمثلية معكوسة : Inverse optimization

فى وينترز (١٩٩١م) خمس صنوف للأمثلية المعكوسة تم تطويرها لحل مشكلة مشاركة الحمل :

١- مداخل أمثلية (تقليل هيوريستيك معكوسة).

٢- أمثلية ثابتة معكوسة.

٣- أمثلية ديناميكية معكوسة.

٤- أمثلية متكاملة معكوسة.

٥- أمثلية ديناميكية معكوسة- متقدمة.

كل هذه المداخل تبدأ مع معرفة كينماتيكية مخصصة، وهي إما مفترضة أو مقاسة تجريبياً (شكل ١-١٦أ). عادة النموذج للعضلة ببساطة مولد قوة أو منحنى قوة- تنشيط ثابت. مع ذلك، النماذج الديناميكية مثل الأشكال البسيطة لنموذج هيل، يمكن حلها عكسياً لتقدير إشارات التنشيط (هابى، ١٩٩٢م).

الأمثلية الثابتة المعكوسة تستخدم قواعد هيوريستيك ترتكز على الفسيولوجى وتجارب وخبرة لمشاركة الحمل بين الأنسجة. مثالياً، مجموعة من القواعد مفترض أن تكون تطبيقية لتنوع من المهام. الأمثلية الثابتة المعكوسة والأمثلية الديناميكية المعكوسة تحل مشاكل الأمثلية مع وظائف تكلفة فى شكل

$$J_{cF} = \left[\sum_{m=1}^{n_1} K_{1m} \, | j_{1m}^{pm} | \right] + \sum_{j=1}^{n_1} (k_j + | j_k^{p_i} |) \qquad (1)$$

حيث أن K_m هى نوع I لأجزاء معايير التكلفة للعضلة وJ_j هى أجزاء معيار تكلفة مرتكز على المفصل، K هى أوزان نسبية (ثوابت)، و(القيم) هى القوى لـJ (غالباً مدى ٢ مع المدى نفسه له محتويات، دول، جونسون، شيافى، تاونسيند، ١٩٨٤م). دالة هذه التكلفة المقياسية (أو الأجزاء) هى دال فقط لقوى الأنسجة، التعب، وهكذا وليس الكينماتيكا. توجد غالباً J منفصل لكل مفصل. الاختلاف بين الأمثلية الثابتة والديناميكية المعكوسة هو أن الأمثلية الثابتة المعكوسة تشمل حل مشاكل فقط لوقفة الاستعداد بينما الأمثلية الديناميكية المعكوسة تشمل حلاً جبرياً للمعادلات الديناميكية المعكوسة للحركة (مع مراكز، سرعات وتسارعات تقدر رقمياً) ومن ثم

معيار الدالة فى كل خطوة زمنية. الأمثلة الديناميكية المتكاملة المعكوسة تختلف عن الأمثلية الديناميكية المعكوسة فى أنها مفترضاً تاريخ زمن عزم المفصل المطلوب، إستراتيجية مشاركة الحمل تحدد بدالة التكلفة، (القيمة) هى دالة تاريخ زمن المهمة كلها.

$$J_{cF-I} = \int_{t_0}^{t_{max}} J_{cF} dt \text{ or } \sum_{i=t_0}^{t_{max}} J_{cFi} \qquad (2)$$

حيث أن للحالة اليمنى (الرقمية) يوجد سلسلة من الخطوات الزمنية بين بدء المهمة واكمالها. معاملات التحكم التى تعدل لتقليل هذه الدالة يمكن أن تكون تحديد مسارات المتغير عبر الزمن (مثل، مسارات قوى العضلة). مدخل مفيد للدمج (نادراً ما يستخدم) الطول والسرعة - المعتمد لنماذج العضلة المعكوسة التى تسمح بتوقيع تنشيط عضلى، تناثر طاقة، تيبس وغيره، مثل هذه القياسات يمكن من ثم دمجه فى معيار الأمثلية المعكوسة. تقدير التيبس الميكانيكى خصوصاً يمد طرق مرتكزة على الأمثلية المعكوسة التى تشير إلى مشكلة ثبات الوقفة، ويمكنها توقع تأثيرات مثل انقباض مشترك مضاد (فان دير هيلم، ووينترز، ١٩٩٤م). هذه الطريقة فقط فى اعتبار أن صنف الحل الذى يحمى ثبات ميكانيكى حديثاً يسمى أمثلية ثبات باقى معكوس. طرق معالجة رسم العضلة الكهربى- القوة (مثل هوف ١٩٩٠م)، يمكن أيضاً أن يوضع فى إطار الأمثلية المعكوسة.

(القيمة) تفترض أن مسار الزمن المتوقع لكينماتيكا المفصل، العزوم الصافية ومن الممكن رسم عضلى كهربى يمكن اعتبارها مسارات إشارة مرجعية (للقيم) الذى لا يمد معرفة تامة- بهذا بعض التراخى مسموح به. معيار التكلفة الكلى من ثم يشكل أجزاء معيار إضافى يضع جزاء على أى انحراف من هذه المسارات المرجعية (وينترز، ١٩٩١م):

$$J_{cF\text{-}f} = J_{cF\text{-}I} + \sum_{u=1}^{n_1} k_u \left[\int_{t_0}^{t_{max}} |(y_u - r_{cF}(t) - Y_u(t))^{P_u} \right] dt \quad (3)$$

للتأكد أن السلوك الكينماتيكى يبقى بجوار المسار المرجعى، الأوزان النسبية معاقبة أى انحراف فى قيم مخرج من قيم مرجعية يجب أن تكون عالية ولقوة يجب أن تكون على الأقل ٢ (لاحظ التشابه لمدخل متوسط المربعات)، كلما على K للفرد كلما زاد الثقة فى الإشارة المعطاة. لو فرد من ثم وضع افتراض منطقى أن تغيرات مزدوجة ديناميكية غير دالة، هذا المدخل له أمثلية لتوقع قوة عضلية أنعم ومسارات تنشيط وكفاية حسابية نسبية- بديلة لمداخل الديناميكا المتقدمة التقليدية مثل سيف-ناراجى ووينترز (١٩٩٠م)، ياماجوشى (١٩٩٠م)، الذى أيضاً تستخدم نموذج مرجعى كينماتيكى.

يوجد ثلاث أسباب للاستخدام المتسع للطرق الديناميكية المعكوسة: (١) مثالياً، القوى لمواقع الاتصال البعيد بين البيئة والجسم تقاس، بهذه المعادلات التى يمكن حلها فى كفاية، فى تتابع البعيد- للقريب، (٢) مقارنة بطرق الأمثلية المقدمة (التى توصف) فهى كافية (بين، شافين، شولتز، ١٩٨٨م)، (٣) تمد المعلومات المطلوبة بخصوص قوة العضلية وحمل اتصال المفصل (مثل سيريج وأرفيكار، ١٩٨٩م). مع ذلك، كما نوقش فى مكان أخر (زاجاك وجوردون، ١٩٨٩م، زاجاك ووينترز، ١٩٩٠م)، هذه الطرق تمد نظرة محدودة إلى الإستراتيجية الحركية العصبية التى تشملها.

أمثلية تقدمية : Forward Optimization

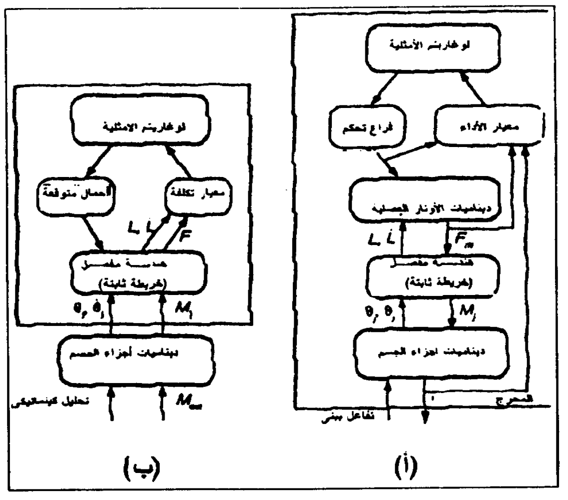
يوجد صنفين للأمثلية التقدمية: أمثلية ثابتة تقدمية ثابتة وأمثلية ديناميكية تقدمية، تختلف الأمثلية التقدمية الثابتة عن الأمثلية الثابتة المعكوسة

فى أن التوليف الموضعى الكينماتيكى لا يفترض أولوية. بهذا، معيار الأداء يأخذ الشمولية (وينترز، ١٩٩١م).

$$J_{pc\text{-}S} = J_{cF_} + K_k\, J_k \qquad (4)$$

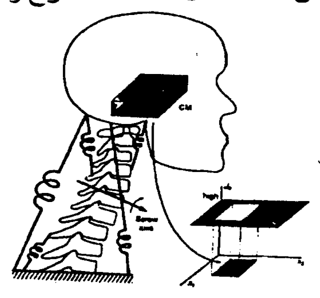
حيث أن (القيمة) ترتكز كينماتيكا بجزء معيار مرتبط بالمهمة. فى الأمثلية الثابتة المتقدمة، قوى العضلة تحدد كمنتج جانبى لعملية أمثلية مرتكزة على المهمة أكبر مشابه لما يمكن للجهاز العصبى المركزى حله فى اختيار وقفة معينة من بدائل (شكل ١-١٦ب). هذا المدخل له تطبيقات دالة للوقفة ثلاثية الأبعاد والحركة، خصوصاً لأنظمة معقدة كينماتيكا مثل الجذع، الرقبة، الكتف، الذى يدعم كتلة دالة من الجسم ونقل الحمل. أيضاً له مضامين نظرية بخصوص تحكم الوقفة وتنظيم التيبس (هوجان، ١٩٩٠م)، ومحتويات تطبيقين فى التأهيل والعظام يحث مهام عديدة تكون ثابتة (أندرسون ووينترز، ١٩٩٠م).

لتساعد فى توضيح تطبيقات محتملة، اعتبر نظام الرقبة- الرأس ذو المقياس الكبير فى شكل (١-١٧). مفترضاً أن بعض مراكز الرأس والتوجه مرغوب، دعنا نطور ٤ مداخل مختلفة لوضع الرقبة. مدخل يصف وقفة مرجعية ربما يرتكز على بيانات أشعة. فى هذه الحالة، نحن نجمع أجزاء معيار الذى يعاقب الانحراف من التوليف المثالى والذى يعاقب النشاط العضلى مثل التعب العضلى (أعنى القوة لكل وحدة من المساحة المقطعية الفسيولوجية) وفقط يعتبر حلول ثابتة. مدخل أخر يخصص فقط مدى توجه مقبول لأغلب الجزء البعيد وهو الرأس. تخصيص مثل هذا المدى يمكن أن يتم بواسطة استخدام عناصر شرطية (حدود حادة جداً للقيمة كما فى شكل ١-١٧) أو بعقاب أى انحراف موضع لقدرة عالية جداً. هذا الجزء للمعيار المرتكز على المهمة مع كل من قوى العضلة وتوليف الرقبة يحدد كمنتج نهائى لحل مشكلة الأمثلية.



شكل (١-١٦)

تدفق معلومات مثالية لمداخل أمثلية متنوعة. (أ) طرق معكوسة، تظهر كيف لوغاريتم الأمثلية لا يؤثر على ديناميكيات أجزاء الجسم، (ب) طرق متقدمة تبرز تفاعل بين عناصر ومعيار أداء وهى دالة المدخل، الحالة، المخرج وتاريخ الزمن كله للمهمة



شكل (١-١٧)

نظرة مفهومية لنظام الرأس- الرقبة أينما توجه الراس بالهدف يخصص بأجزاء معيار كينماتيكية فيها يوجد جزاء عالى للانحراف خارج المدى المقبول لنقطة النهاية (الرأس). الكينماتيكا للرقبة لم يسبق تخصيصه. فقط عدة عضلات تشبه الزنبرك تظهر

مدخل ثالث مرة أخرى يستخدم الحد الحاد الذى يظهر فى شكل (١-١٧)، الآن يجمع مع جزء معيار الذى يشمل ايجاد الطاقة المثلى للنظام الذى يكون أيضاً الأدنى. هذا هو اختيار خاص بسبب أن الحل لمشكلة الأمثلية هو أيضاً حل لمشكلة الميكانيكا، بسبب أن PE يزيد لأى تردد كينماتيكى من موضع التوازن. (للثبات، خصوصاً لأى تردد صغير فى فراغ PE الكينماتيكى، فقد الطاقة المثلى نتيجة هبوط الكتلة يجب أن يعمل له أكثر بزيادة فى الطاقة المطاطية الكلية المخزنة فى العضلات وبدرجة أقل فى الأنسجة السلبية). بسبب أن فراغ PE الكينماتيكى يغير الشكل نتيجة زنبركات مثل العضلة متحكم فيها (الشكل ١-١٦، ١-١٧)، يوجد خريطة معقدة بين فراغ DOF للمعيار الكينماتيكى، وفراغ التحكم الكينماتيكى، بتخصيص واضح (للقيمة) التى فيها جزء معيار (القيمة) غير مستمر، من الممكن حل كل من مشكلة الأمثلية والميكانيكا الخاصة بالمهمة.

رابعاً، حلول FO_s يمكن أن تعتمد على دمج عدة توليفات وقفة. خلال مهام تتبع الرأس رأسياً وأفقياً فى زيادة ١٠ درجات فى أشخاص أصحاء، محور الدوران للرأس بالنسبة للجذع يذهب عبر مناطق محددة فى الرقبة (وينترز وبيليس ١٩٩٠م، وينترز وآخرون ١٩٩٣م). باستخدام مثل هذا المحور كمرجع، عبر جزء معيار جزاء مثل تعب العضلة، هذا المدخل يصنع توقعات بخصوص توليفات الوقفة للرقبة (دارو، ١٩٨٩م).

لFO_d غالباً يسمى أمثلية ديناميكية معيار الأداء يخصص هدف المهمة الحركية. لوغاريتم الأمثلية من ثم يحدد قيم لمعاملات التحكم تقود النموذج الديناميكى إلى حل أمثل. بالمثل، معاملات التحكم مثلت مدخلات تحكم عصبية لدوارة مفتوحة إلى نموذج ديناميكى لنظام غضلى هيكلى (ليهمان وستارك ١٩٧٩م، زاجاك ووينترز ١٩٩٠م). مع ذلك، النموذج

الديناميكى يمكن أن يشمل دوائر عصبية ومعاملات تحكـم وكسـب تغذيـة راجعة (لويب وليفين ١٩٩٠م، سيف-ناراجى، ١٩٨٩م، وينترز ومـولينس ١٩٩٣م).

معيار أداء عام يمكن صياغته لمشاكل FO_d التى لها الشكل (زاجاك ووينترز، ١٩٩٠م).

$$J_{pc_d} = J_{pc_k} + J_{pc_{nm}} + J_{pc_{bj}} \qquad (5)$$

حيث أن الثلاث مصطلحات على اليمين تمثل جزء معيار كينماتيكى خاص بالمهمة، جزاءات عصبية عضلية متنوعة (تعب العضلة، القوة، قياس الطاقة، الجهد العصبى، الخ) وأى جزاء عظم- مفصل، على التـوالى. كـل ربما يكون معقد تماماً وربما يشمل مصطلحات تعتمد على ناتج المهمة (مل زمن الوصول للهدف أو أقصى حمل للمفصل) ومصطلحات تدمج مع الوقت خلال المهمة (مثل تعب العضلة).

طريقة FO_d ذكية فى عدة طرق توازى المشكلة التى يجب أن تحل فى الجهاز العصبى المركزى خلال حركة إرادية موجهة بهدف. مع ذلـك، تكلفة حسابية مطلوبة خصوصاً للحركات ثلاثية الأبعاد التـى تشـمل عـدة وصلات. بهذا، فى عدة حالات، النماذج يجب أن تبسط بينما طاقة الحسـاب تزيد، هذه الطرق تستخدم أكثر للأنظمة العضلية الهيكلية العصبية الواقعيـة (ياماجوشى، ١٩٩٠م).

كيف يؤثر تركيب النموذج العضلى العصبى على أسئلة البحث :

How neuromuscular model structure influences research questions

نقترح أن عملية تمثيل النظام العضلى العصبى يجب أن يتأثر بأسئلة البحث التى تطرح. مع ذلك، العكس أيضاً صحيح، نماذج معقـدة يمكـن أن

تكون معيبة بسبب أن الكثير من المعلومات يمكن أن تسـبب فقـد المبـادئ الأساسية أو المصادر للسلوك الأساسى. مع ذلك، استخدام نمـاذج عصـبية عضلية مبسطة يمكن أن تسبب مشاكل أسوأ، (نظرة خطـأ نتيجـة نمـاذج ناقصة) أو معلومات تجعل الباحث يركز على ممر بعيد يؤدى إلـى نقـص فهمه.

كمثال، فى بعض الحالات مسارات جزء الطرف التى تحدث كنتيجة لتردد خارجى مثالى من الدرجة الثانية الخطية تقرب منطقياً بنماذج الزنبرك والقصور الذاتى. كما تتغير المدخلات الخارجية (أو المعلومات لشـخص)، مجموعة جديدة من المعاملات مطلوبة لتناسب البيانات الجديدة ومثـل هـذه الدراسات تعتاد أن تصبح تمارين منحنى توافق. هذه البؤرة المبكرة على مثل هذه الجهود للأمثلة ربما تؤخر فهمنا التالى لـدور هـام لـبعض خـواص العضلات فى التأثيرات على إستراتيجيات حركية عصبية التى تقع فى العمل بين الحركة الإرادية والتفاعل الديناميكى مـع البيئـة والتعـديل (وينتـرز وستارك، ١٩٨٧م).

مثال أخر هو الاستخدام المنتشر للتحليل الديناميكى- الثابت المعكوس فقط لتقدير قوى العضلة لكن أيضاً لعمل تطبيقات بخصـوص إسـتراتيجية الحركة. اعتب التضبيط ثلاثى الأبعاد المعقد الثابت فى توازن الوقفة المؤدى خلال الوقوف أو الجلوس، الذى يمثل ربما أكبر صنف من الحركات اليومية (هوجان ووينترز، ١٩٩٠م). طريقة IO_s تبدأ مع توليف كينماتيكى مفترض ورسومات جسم حرة مناسبة. فى الواقع، مع ذلك، الأنظمة ثلاثية الأبعاد مع كثرة كينماتيكية تضع مختلفة ممكنة ترضى أغراض المهمة الخاصة. التحدى التنظيمى للجهاز العصبى المركزى هو الاختيار بين هـذه الإسـتراتيجيات الممكنة بينما نحافظ على ثبات الوقفة خلال النظام كله (وليس فقـط لجسـم

حر). كمثال، الانقباض المشترك لعضلات المتضادة لا يتوقع طبيعياً من نظام IO_s عادة يعتبر إستراتيجية تحت المثلى. عند استخدام FO_s الانقباض المشترك ربما يكون ضرورى لأسباب ترتبط مع ثبات الوقفة. فى الواقع، السداسى للمجال لاتجاه مقصود للحركة ربما يساعد فى ارشاد الحركة عبر ممر. كملخص، الطرق المعكوسة توثق بكفاءة التغيرات فى حمل الأنسجة لكن يمد نظرة محدودة بخصوص كيف هذه الظروف تسبب تغير فى إستراتيجية المهمة. التنوع الكينماتيكى وثبات الوقفة لا تعنون عن طريق إطار نمذجة IO_s. مع ذلك كما نرى فى وينترز وفان دير هيلم (١٩٩٤م) من الممكن لحالة لاثبات أن تعتبر فقط حلول الثبات عند حل مشاكل IO_s.

إستراتيجية مقترحة لاختيار نموذج عضلى عصبى :

A suggested strategy for choosing a neuromuscular model

هذا التشوش للمؤلفين يدفع لمنطقة النموذج المعقد عند استخدام تحليل حساس لتقليل النموذج (وينترز ١٩٩٠م، وينترز وستارك ١٩٨٥م). تحليل الحساسية يسمح للفرد بتحديد أى معاملات يكون سلوك النموذج لها غير حساس (ليهمان وستارك، ١٩٨٢م). هذا يسمح لخواص المثال الموصوف بمثل هذه المعاملات أن تزال أو تبسط بثقة (شكل ١-١٨).

تطبيقات على الحركات الواقعية ثلاثية الأبعاد :

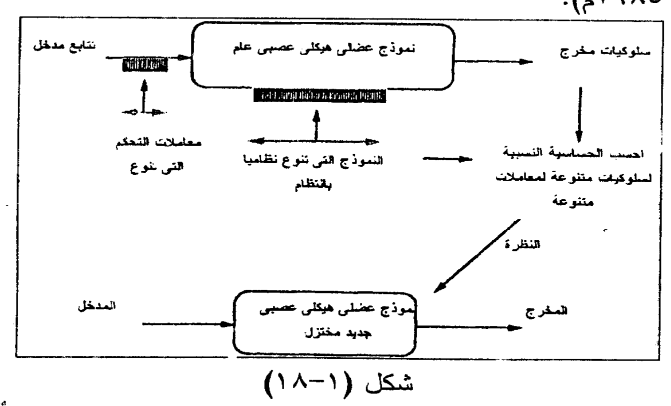
Applications to realistic movements

الإستراتيجيات الحركية العصبية التى تضم حركات الإنسان تتنوع من نوع المهمة. هذا بدوره يؤثر على المفاهيم للأمثلة العضلية العصبية. الأمثلية التالية لصنوف مختلفة من مهام حركة الإنسان توضح إستراتيجيات النمذجة المختلفة.

توافق العين والرأس فى حركات التتبع فى المجال :

Eye-head coordination in spatial tracking movements

السمة الخاصة لهذه الحركات هى نقص القوة المطبقة الخارجية. تبعاً لذلك، الحركات تتوقع نسبياً وحركات العين على الخصوص متنوعة جـداً. لحركات العين التتبعية السريعة، نموذج العضلات لهيل مناسـب (كـلارك وستارك ١٩٧٥م، ليهمان وستارك ١٩٧٩م). للحركات الأبطأ البسيطة نماذج خطية أحادية السيب يمكن أن تستخدم، تحليل الحساسية يظهر خطية لعنصر السلاسل وعنصر الانقباض التوتر- الطول- وعناصر PF أكثر تضبيطاً هنا فى أى منطقة أخرى للجسم، عنصر الانقباض القوة- السرعة يمكن أن تكون خطية مع تاييد أعلى للزوجة عنصر الانقباض (ليهمان وسـتارك ١٩٧٩م، وينترز ١٩٨٥م).



شكل (١-١٨)

نظرة مفهومية لإستراتيجية مقترحة للحصول على نماذج عضلية عصبية مناسبة، لمهمة مفترضة، ابدأ باستخدام نموذج أكثر واقعية، وافحص الحساسية بحرص للسلوكيات الإستراتيجية لمعاملات النموذج، لنفس المهمة لو النظام غير حساس لبعض معاملات النماذج، النموذج الذى يقلل مرتكزاً على هذه المعرفة يمكن من ثم استخدامه بثقة لهذه المهمة



بالرغم من أن عضلات تدوير الرأس المضادة المجمعة يمكن أن تستخدم لحركات التتبع السريعة (زانجميستر وستارك، ١٩٨٢)، مثل هذه النماذج تفشل في الحصول على كثير من التراكيب الميكانيكية مع حوالى ٤٠ زوج من العضلات، أغلبها تعبر عدة مفاصل. هذا التركيب يدعم الرأس التى لها كتلة كبيرة (شكل ١-١٧). باستخدام نموذج ثابت أمامى لنظام الرأس- الرقبة الذى يتكون من ثلاث مفاصل (صدرية ٥-٤، وعنقية ٧-٦ وعنقية ٣-١) و١٢ عضلة فسنندهش أن نجد بعض توجهات الرأس- شاملاً الوضع الرأسى المستقيم- غير ثابت ميكانيكياً (ولا يمكن الوصول إليه) حتى يكون انحدار علاقة القوة- الطول لعنصر الانقباض فوق المدى العامل للتابع (داروا ١٩٨٩م). أيضاً وجدنا تجريبياً أن محور الدوران ثلاثى الأبعاد للرأس خلال حركات التتبع الرأسية، العرضية والقطرية تتنوع فى الاتجاه والموضع خلال مناطق الرقبة (مثل وينترز وبيليس ١٩٩٠م). بالرغم من أن نموذج كمبيوتر ١٢ عضلة (دارو ١٩٨٩م، وينترز وفان دير هيلم ١٩٩٤م) والنماذج الأنثروبومترية (ليانج ١٩٨٩م) تزيد مثل هذه الاتجاهات، نجد أن المدى الكامل لحركات الرأس ثلاثية الأبعاد فى كل الاتجاهات تتطلب عدد ملحوظ من العضلات وإستراتيجيات حركية عصبية ثابتة معقدة لم تفهم بعد.

يوضح نشاط الرسم الكهربى للرقبة للحركات العرضية السريعة تنشيط مشترك فى العضلات التى لا تبدو سطحياً ضرورياً لحركات عرضية. هذا يقرر أن الضخ يزيد فى الاتجاه الرأسى ليساعد فى إرشاد الحركات العرضية. هذه الملاحظات تعنى أن نماذج الهيكل العضلى التقدمى وليس المعكوس الثابت والديناميكى لنظام الرقبة والرأس هو الجيد.

ماذا عن الجهاز العصبى؟ عضلات الرقبة تمد جيداً بالمغازل العضلية، هل تستخدم هى فقط فى تحكم حركة الرأس أو تساعد فى تنظيم

حاجات التحكم فى الوقفة الأكبر للجسم؟ مفترضـــاً المراجـــع الفســـيولوجية العصبية على أنظمة العين والأذن الداخلية (بيترسون وريشـــموند، ١٩٨٨م) هذا يبدو نظام مثالى لاستكشاف نماذج عضلية عصبية تشمل شبكات عصبية.

قواعد لعضلات الذراع- الجذع فى حركات الذراع :

Roles for arm-torso musculature in arm movements

من وجهة نظر بيولوجية، السمة المميزة هى التنـــوع فـــى المهـــام باستخدام الذراع. ربما هذا التنوع يفسر لماذا العديد من التناقض فى مجـــال حركة الإنسان يشمل إستراتيجيات عصبية حركية لحركات الذراع (هوجـــان ووينترز، ١٩٩٠م). أبحاث الطرف العلوى تقع فى ثـــلاث تصـــنيفات: (١) بسيط موجه للهدف حركات تتبعية سريعة (غالباً نقطة لنقطـــة) (جوتليـــب، كوركوس وأجراوال، ١٩٨٩م)، (٢) حركات أبطا أكثـــر طبيعيـــة تبحـــث إستراتيجيات الوقفة، التوازن، الحركة، (٣) البحث لنشاطات تطبيقية لمهـــام حياة يومية عادة داخل صناعة التأهيل.

لحركات التتبع السريعة، نموذج عضلى هيل غيـــر الخطـــى عـــادة مطلوب، خصوصاً لمحاكاة سلوك العضلات المتضادة. بسبب أنه لا يوجـــد قوة مطبقة خارجياً، عنصر السلاسل غالباً يكون خطـــى (أو يـــزال). دور العضلات التى تعبر عدة مفاصل يتطلب بحث أكثر، عـــدد مـــن النظريـــات ترتبط باستخدامات هذه العضلات تم افتراضها (جيلين، اينجين شينو، تاكس وثيووين، ١٩٩٠م، هوجان ١٩٨٤م) التى تحتاج أن تختبر لتنوع من المهام وللعضلات مع خواص عضلة تشبه هيل.

لاختبار ومد نظريات الوقفة- التوازن، نماذج غير خطية أو ثنائيـــة الخطوط التى تشمل كل من المكونات العصبية والعضـــلية موصـــى بهـــا. متحكمى الجهاز العصبى المركزى لمثل هذه البرامج تتطلب قيادة عصـــبية

لكل من توليد الحركة الأساسية وتعديل الثبات النسبة (مثل التحكم فى التنشيط المترك وتعديل كسب التغذية المرتجعة). الشبكات العصبية ربما تولد مثل هذه الإشارات للتحكم (كاتاياما وكاواتو، ١٩٩٣م). دينير فان دير جون، كولينا ايركيلينس وجونكر (١٩٩٠م) حددوا مداخل فيها الشبكات العصبية (١) تخلق تمثيلات داخلية لحركات، (٢) تعلم استجابات رد فعل مناسبة، (٣) توليد تتابع لأنماط التنشيط.

الكتف والجذع غالباً يهملوا فى نموذج الطرف العلوى، بالرغم من أن عضلات الكتف والجذع تنشط خلال حركات الذراع الإرادية. فى الواقع، حركات الذراع السريعة خلال الوقوف، عضلات الوقوف خلال الجذع والطرف السفلى تنشط قبل الذراع، فى توقع الازدواج الميكانيكى أن الذى تسببه هذه الحركات (بويسيت وزاتارا ١٩٩٠م)، خادماً فى تثبيت التراكيب القريبة أو خلق قيادة عضلية مناسبة. التوافق بين الطرف العلوى والعضلات القريبة عن طريق حرية الكتف من الدرجة الخامسة تمثل أحد الأنظمة العصبية الميكانيكية المفهومة للجسم. أيضاً تمد نافذة مثلى لاستكشاف كثير من الأسئلة فى التنظيم الحركى العصبى والتحكم مثل العلاقات بين الوقفة والحركة، الحفاظ على حفظ الثبات والديناميكية، والتوافق بين مكونات الجسم خلال تطور الحركات. كل من طرق IO وFO الآن تطبق بنشاط باستخدام نماذج حالة من الفن للكتف، لدراسة مثل هذه العلاقات خلال مهام متنوعة الهدف (فان دير هيلم، ١٩٩١م، فان دير هيلم ووينترز ١٩٩٤م، وينترز وفان دير هيلم، ١٩٩٣م).

الحفاظ النشط لثبات الوقفة خلال الحركات :

Active maintenance of biped postural stability during movements

فى الماضى، طرق معكوسة تم استخدامها لتحليل هذه النشاطات. مع ذلك، الطرق الأمامية، كل من الثابتة والديناميكية- حيوية لتطور فهم أعمق وربما كشف لمبادئ تنظيمية جيدة، كمثال، بيرجمارك (١٩٨٧م) وكريسكو وبانجابى (١٩٩٠م) حديثاً أظهروا استخدام مناقشات الطاقة أن متعددى التمفصل هى الأهم للحفاظ على ثبات الطاقة عن مفردى التمفصل.

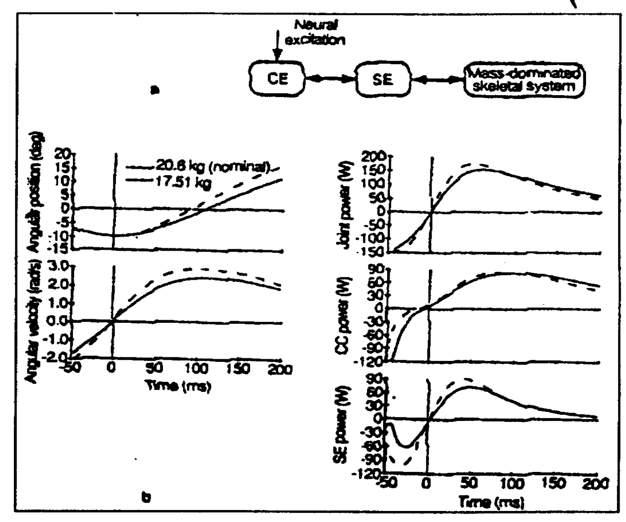
فى تجارب الجسم كله، العضلات خلال الجسم يمكنها الانقباض فى مساعدة حركة الذراع (بويسين وزاتارا، ١٩٩٠م) أو نتيجة تردد (مثل كريشنر وألوم، ١٩٩٠م)، مفترضاً تعقد الازدواج الديناميكى للهيكل، خواص العضلة، الدائرة العصبية النسبية، ٣ تحديات محتملة فى الحفاظ على ثبات الوقفة ثلاثية الأبعاد لمقياس كبير، أنظمة البندول المقلوب خلال أداء مهام حركة متنوعة (بيرجمارك، ١٩٨٧م). مع الدراسات التجريبية محاكات FO_d وFO_s يمد فرصة كبيرة للمساعدة فى تحديد مبادئ أساسية حركية عصبية.

الحركة والدفع : Locomotion and propulsion

هذه الصنوف من الحركات الدفعية تختلف من ثبات الوقفة فى عدة طرق (هوف ١٩٩٠م، اينجين شينو، بوبرت، سويست ١٩٩٠م، مونجيول وينترز ١٩٩٠م): (١) أهداف المهمة العامة أسهل فى التحديد، (٢) الحركات تعتاد أن تكون أكثر ظهوراً وسهلة البحث، (٣) الكتلة الكبيرة (أعنى الجسم)، يتحرك، وبهذا حمل المفصل وقوى العضلة عاليةً، (٤) ديناميكيات بين الأجزاء لها أهمية كبرى، (٥) الحركة تأخذ فرصة تغير العزم فى النظام وأى عدم ثبات مؤقت (مثل عندما أحد أو القدمين معاً يرتفعا

عن الأرض)، (٦) مواضيع مثل استخدام طاقة عنصر السلاسل ونقل قــدرة النظام الهيكلى العضلى لها أهمية نسبية كبرى (كافاجنا وكانيكو، ١٩٧٧م).

لهذه المهام، تركيب عنصر الانقباض- عنصر السلاسل لنموذج هيل ضرورى. بالإضافة، بسبب أن أغلب العضلات تذهب فى فتــرات تنشــيط عالى ومنخفض وكل من التقصير والتطويل، النماذج العضلية الوترية غيــر الخطية ضرورية لتمثل سلوك أساسى. يوجد تفاعل ثنائى السبب بين عنصر الانقباض، عنصر السلاسل وكتلة- قصور ذاتى النظام خلال مثل هذه المهام (شكل ١-١٩أ).



شكل (١-١٩)

تطور المفاهيم فيما يتعلق بأهمية التنظيم التركيبى لــSE-CE خلال الهدف الديناميكى المباشر للحركات

الملخص : Summary

يتناول هذا الفصل مفاهيم وقواعد النمذجة العصبية العضلية، إلى جانب التركيز على تلك المداخل للنمذجة التى تعطى نظرة إلى الإستراتيجيات العصبية الحركية التى تشمل حركة جسم الإنسان، استخدامها الأساسى. إلى جانب بحث الحركة ثلاثية الأبعاد، ومشاكل ثلاثية الأبعاد ودراسة التقدم فى طرق نمذجة العضلة و الجهاز العضلى الهيكلى، والشبكات العصبية وطرق الأمثلية، وحساب القوة والسرعة. بالإضافة إلى قواعد النمذجة العصبية العضلية ورؤية مدخل- ومخرج نمذجة العضلة، وشرح نمذجة الجهاز الحسى، وذكر أمثلة لنمذجة الأنظمة الأمثلية متقدمة وعكسية.

اختبر معلوماتك :

١- أذكر قواعد النمذجة العصبية الفعلية؟'

٢- تحدث عن الاحتمالات التركيبية لنماذج عضلية عصبية متقدمة؟

٣- اشرح كيف يمكن نمذجة الجهاز الحسى؟

٤- أذكر الفرق بين الأمثلة التقدمية الثابتة والأمثلة التقدمية الديناميكية؟

المراجع

1- Alexander, R.M., & Ker, R.F. (1990). The architecture of leg muscles. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 568-577). New York: Springer-Verlag.

2- Andersson, G.B.J., & Winters, J.M. (1990). Role of muscle in postural tasks: Spinal loading and postural stability. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 377-395). New York:Springer-Verlag.

3- Bean, J.C., Chaffin, D.B., & Schultz, A.B. (1988). Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: A double linear programming method. Journal ofBiomechanics, 21, 59-66.

4- Bergmark, A. (1987). Mechanical stability of the human lumbar spine. Doctoral dissertation, Lund Institute of Technology, Lund, Sweden.

5- Bizzi, E., Accomero, N., Chappie, W., & Hogan, N. (1984). Posture control and trajectory formation during arm movement. Journal of Neurosciences, 4, 2738-2744.

6- Bouisset, S., & Zattara, M. (1990). Segmental movement as a perturbation to balance? Facts and concepts. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 498-506). New York: Springer-Verlag.

7- Cavagna, G.A., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. Journal of Physiology, 268, 467-481.

8- Chapman, A.E. (1985). The mechanical properties of human muscle. Exercise and Sport Sciences Reviews, 13, 443-501.

9- Dark, M.R., & Stark, L. (1975). Time optimal behavior of human saccadic eye movements. IEEE Transactions on Automatic Control, AC-20, 255-272.

10-Crisco, J.J., & Panjabi, M. (1990). Postural biomechanical stability and gross muscle architecture in the spine. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 438-450). New York: Springer-Verlag.

11-Daru, K.M. (1989). Computer simulation and static analysis of the human head, neck, and upper torso. Master's thesis, Arizona State University, Tempe.

12-Denier van der Gon, J.J., Coolen, A.C.C., Erkelens, C.J., & Jonker, H.J.J. (1990). Self-organizing neural mechanisms possibly responsible for movement coordination. In J.M. Winters & S.E-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 335-342). New York: Springer- Verlag.

13-Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., & Townsend, M.A. (1984). Muscular synergism II: A minimum-fatigue criterion for load-sharing between synergistic muscles. Journal ofBiomechanics, 9, 674-684.

14-Edman, K.A.P, Elzinga, G., & Noble, M.I.M: (1978). Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. Journal of Physiology, 280, 139-155.

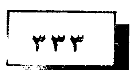
15-Ettema, G.J.C., & Huijing, P.A. (1990). Architecture' and elastic properties of the series elastic element of muscle-tendon complex. In J.M. Winters & S.L-Y, Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 57-68). New York: Spring-er-Verlag.

16-Feldman, A.G. (1974). Control of length of a muscle. Biophysics, 19, 776-771.



17-Feldman, A.G., Adamovich. S.V., Ostry, D.J., & Flanagan, J.R. (1990). The origin of electromyograms—Explanations based on the equilibrium point hypothesis. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 195-213). New York: Springer-Verlag.
18-Gielen, S., Ingen Schenau, G.-J. van. Tax, T., & Theeuwen, M. (1990). The activation of mono- and bi-articular muscles in multi-joint movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 302-311). New York: Springer-Verlag.
19-Gottlieb, G.L., Corcos. D.M., & Agarwal, G.C. (1989). Strategies for the control of single mechanical degree of freedom voluntary movements. Behavior and Brain Science, 12, 189-210.
20-Hannaford, B., & Winters, J.M, (1990). Actuator properties and movement control: Biological and technological models. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo J (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 101-120). New York: Springer-Verlag.
21-Happee, R. (1992). The control of shoulder muscles during goal directed movements. Doctoral thesis, Delft University of Technology, The Netherlands.
22-Hasan, Z. (1983). A model of spindle afferent response to muscle stretch. Journal ofNeurophysiology, 49, 989-1006.
23-Hasan, Z., Enoka, R.M., & Stuart, D.G. (1985). The interface between biomechanics and neurophysiology in the study of movement-Some recent approaches. Exercise and Sport Sciences Reviews, 13, 169-234.
24-Hatze, H. (1977). A myocybemetic control model of skeletal muscle. Biological. Cybernetics, 25, 103-119.

25-Hatze, H. (1981). Myocybemetic control models of skeletal muscle. Pretoria: University of South Africa Press. Hemami, PI. (1985). Modeling, control, and simulation of human movement. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, 13, 1-34.
26-Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London, 126B, 136-195.
27-Hof, A.L. (1990). Effects of muscle elasticity in walking and running. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 182-194). New York: Springer-Verlag.
28-Hogan, N. (1984). Adaptive control of mechanical impedence by coactivation of antagonistic muscles. IEEE Transactions on Automatic Control, AC-29, 681 - 690.
29-Hogan, N. (1990). Mechanical impedance of single- and multiarticular systems. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 149-164). New York: Springer-Verlag.
30-Hogan, N., & Winters, J.M. (1990). Principles underlying movement organization: Upper limb. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 182-194). New York: Springer-Verlag.
31-Houk, J.C. (1979). Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. Annual Review of Physiology, 41, 99-114.
32-Houk, J.C., & Rymer, Z.W. (1981). Neural control of muscle length and tension. In V.B. Brooks (Ed.), Handbook of physiology. Sec. 1, Vol. II, The nervous system: Motor control. Part I (pp. 257-323). Baltimore: Williams & Wilkins.



33-Huxley, A.F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry, 7, 257-318.
34-Ingen Schenau, G.J. van, Bobbert, M.F., & Soest, A.J. van (1990). The unique action of biarticular muscles in leg extensions. In J.M. Winters & S .L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 639-652). New York: Springer-Verlag.
35-Joyce, G.C., Rack, R.M.H., & Westbury, D.R. (1969). The mechanical properties of cat soleus muscles during controlled lengthening and shortening movements. Journal of Physiology, 204, 461-467.
36-Katayama, M., & Kawato, M. (1993). Virtual trajectory and stiffness ellipse during multijoint arm movement predicted by neural inverse models. Biological Cybernetics, 69, 353-362.
37-Keshner, E.A., & Allum, J.H.J. (1990). Muscle activation patterns coordinating postural stability from head to foot. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 481-497). New York: Springer-Verlag.
38-Lacquaniti, F., Licata, F., & Soechting, J.F. (1982). The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbations. Biological Cybernetics, 44, 35-46.
39-Landau, Y.D. (1979). Adaptive control. The model reference approach. New York: Marcel Dekker.
40-Lehman, S., & Stark, L. (1979). Simulation of linear and nonlinear eye movement models: sensitivity analysis and enumeration studies of time optimal control. Journal of Cybernetics and Information Science, 2, 21-43.

41-Lehman, S., & Stark, L. (1982). Three algorithms for interpreting models consisting of ordinary differential equations: Sensitivity coefficients, sensitivity i functions, global optimization. Mathematical Biosciences, 62, 107-122.

42-Liang, D. (1989). Mechanical response of an anthropomorphic head-neck system to external loading and muscle contraction. Master's thesis, Arizona State University, Tempe.

43-Loeb, G. (1984). The control and responses of mammalian muscle spindles during normally executed motor tasks. Exercise and Sport Sciences Reviews, 12, 157-204.

44-Loeb, G.E., & Levine, W.S. (1990). Linking musculoskeletal mechanics to senso-rimotor neurophysiology. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 165-181). New York: Springer-Verlag.

45-McMahon, T.A. (1984). Muscles, reflexes, and locomotion. Princeton, NJ: Princeton University Press. Mohler, R.R. (1991). Nonlinear systems, Vol. 2: Applications to bilinear control, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall.

46-Mungiole, M. (1991). Factors influencing the mechanical output of the ankle plantar/lexer muscles during concentric action, with and without prior stretching. Doctoral dissertation, Arizona State University, Tempe.

47-Mungiole, M., & Winters, J.M. (1990). Overview: Influence of muscle on cyclic and propulsive movements involving the lower limb. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 55.0- 567). New York: Springer-Verlag.



48-Peterson, B.W., & Richmond, F.J. (1988). Control of head movement. New York: Oxford University Press.
49-Rack, P.M.H., & Westbury, D.R. (1974). The short-range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. Journal of Physiology, 240, 331-350.
50-Seif-Naraghi, A.M. (1989). Predicted optimized neuromuscular control strategies for single-joint goal-directed movements. Doctoral dissertation, Arizona State University, Tempe.
51-Seif-Naraghi, A.H., & Winters, J.M. (1989a). Effect of task-specific linearization on musculoskeletal system control strategies. ASME Biomechanics Symposium. AMD-98, 347-350.
52-Seif-Naraghi, A.H., & Winters, J.M. (1989b). Changes in musculoskeletal control strategies with loading: Inertial, isotonic, random. ASME Biomechanics Symposium, AMD-98, 351-354.
53-Seif-Naraghi, A.I I., & Winters, J.M. (1990). Optimized strategies for scaling goal-directed dynamic limb movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 312-334). New York: Springer-Verlag.
54-Seireg, A., & Arvikar, R.J. (1989). Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medicine and sport. New York: Hemisphere.
55-Van der Helm, F.C.T. (1991). The shoulder mechanism: A dynamic approach. Doctoral thesis, Delft University of Technology, The Netherlands.

56-Van der Helm, F.C.T., & Winters, J.M. (1994). Optimized workspace postures for a large-scale upper limb system: neuro-mechanical mapping and "field" possibilities. In Proceedings of the 13th Southern Biomedical Engineering Conference. Washington, D.C.: University of the District of Columbia.
57-Winters, J.M. (1985). Generalized analysis and design of antagonistic muscle models: Effect of nonlinear properties on the control of human movement. Doctoral dissertation. University of California, Berkeley.
58-Winters, J.M. (1990). Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 69-93). New York: Springer-Verlag.
59-Winters, J.M. (1991). Optimized strategies for goal-directed human movements. In J. Menon (Ed.), Trends in biological cybernetics (pp. 13-25). Sreekante-swaram, India: Council of Scientific Research Integration.
60-Winters, J.M., & Mullins, P.A. (1993). Synthesized neural/biomechanical models used for realistic 3-D tasks are more likely to provide insights into human movement strategies (commentary). Behavior and Brain Science, 15, 805-807.
61-Winters, J.M., Osterbauer, P., Peles, J.D., Derickson, K., Debur, K., & Fuhr, A. (1993). 3-D head axis of rotation during tracking movements: A tool for assessing neuro-mechanical neck function. Spine, 18, 1178-1185.
62-Winters, J.M., & Peles, J.D. (1990). Neck muscle activity and 3-D head kinematics during quasi-static and dynamic tracking movements. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 461 -480). New York: Springer-Verlag.

63-Winters, J.M., & Stark, L. (1985). Analysis of fundamental movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BMER-32, 826-839.
64-Winters, J.M., & Stark, L. (1987). Muscle models: What is gained and what is lost by varying model complexity. Biological Cybernetics, 55, 403-420.
65-Winters, J.M., & Stark, L. (1988). Simulated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. Journal of Biomechanics, 12, 1027-1042.
66-Winters, J.M., Stark, E, & Seif-Naraghi, A.H. (1988). An analysis of the sources of muscle-joint system impedence. Journal of Biomechanics, 12,1011 -1025.
67-Winters, J.M., & Van der Helm, F.C.T. (1993). Comparing simulation approaches for the shoulder: inverse static, inverse dynamic, forward static, forward dynamic. In Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology andSociety (pp. 1153-1154). Piscataway, NJ: IEEE.
68-Winters, J.M., & Van der Helm, F.C.T. (1994). Relations between stability, redundancy, and optimization for postural neuro-mechanical systems: principles. In Proceedings of the 13th Southern Biomedical Engineering Conference. Washington, D.C.: University of the District of Columbia.
69-Wu, C-H., Houk, J.C, Young, K-Y, & Miller, L.E. (1990). Nonlinear damping of limb motion. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 214-235). New York: Springer-Verlag.

70-Yamaguchi, G.T. (1990). Performing whole-body simulations of gait with 3-D, dynamic musculoskeletal models. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 663-679). New York: Springer-Verlag.

71-Zanalak, G.I. (1990). Modeling muscle mechanics (and energetics). In J.M. Winters & S.L-Y, Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 1-23). New York: Springer-Verlag.

72-Zajac, F., & Gordon, M.E. (1989). Determining muscle's force and action in multiarticular movement. Exercise and Sport Sciences Reviews, 17,187-230.

73-Zajac, P., & Winters, J.M. (1990). Modeling musculoskeletal movement systems: Joint and body-segment dynamics, musculotendinous actuation, and neuro-muscular control. In J.M. Winters & S.L-Y. Woo (Eds.), Multiple muscle systems (pp. 121-148). New York: Springer-Verlag.

74-Zangemeister, W.H., Lehman, S., & Stark, L. (1982). Simulation of head movement trajectories: Model and fit to main sequence. Biological Cybernetics, 41, 19-32.



الفصل الثانى

نموذج ميكانيكا العصب عضلى

Mechanical Neuromuscular modeling

الأهداف

تمهيد

أولاً : نظام الإصابات والتعقيدات

ثانياً : الأسس النظرية

ثالثاً : معادلات أيولير

رابعاً : معادلات لاجرانج

الملخص

اختبر معلوماتك

المراجع

الفصل الثانى

نموذج ميكانيكا العصب عضلى

Mechanical Neuromuscular modeling

الأهداف Objectives

بعد قراءة هذا الفصل يصبح القارئ قادراً على التعرف علـــى مـــا يلى:

١- نظام النموذج، نظام الإحداثيات والتغيرات.
٢- نظام القوة الخارجية والازدواج.
٣- معادلات التحكم والأسس النظرية.
٤- معادلات إيولير ولاجرانج.

تمهيد : Review

غالباً أبحاث الميكانيكا الحيوية تشتمل على نموج مبسط لميكانيكا أداء الإنسان فى أى نشاط، لاشتقاق وحل المعادلات التى تحكم نموذج الســلوك، ومصداقية إعادة تكرار النموذج. أحد النماذج الأكثر استخداماً فى الميكانيكـــا الحيوية تمثل جسم الإنسان بمجموعة من الأجزاء الصـــلبة كشـــئ متـــرابط لتطبيق القوى الخارجية والعزم (مثل تأثير قـــوة الجاذبيـــة Gravity force والعضلات Muscles والمقيدات Constrains الخ)، والمعادلات المتحكمة فى حركة الأبعاد الثلاثة فى أكثر النماذج ربما يتم الحصول عليها عن طريق طرائق متنوعة وترجع إلى أسماء مختلفة أو معادة (مثل معـــادلات كـــانتى،

ليفينسون وكانى Kane, Levinson, Kane ١٩٨٥م)، معادلات (لاجرانج Lagrange، جرينود Greenwood، ١٩٨٨م)، ومعادلات ايولير Euler، ماك جيل McGill، وكينج King، (١٩٨٩م)، والمعادلات المكررة المعدلة، هو ج Houg (١٩٩٢م)... الخ).

من أجل التبسيط النسبى فى معظم نظم المـوديلات البيوميكانيكيـة والحالات النسبية التى تحتويها معادلات كل من Lagrange ،Euler يمكن إنتاج الكثير من النماذج المبسطة، هذه هى المعادلات الموجودة والتى ربمـا يستمر تكرار استخدامها فى الأبحاث البيوميكانيكية، فيما يلى نصنفها وعملية استنباطها من معادلات كل من Euler، وLagrange عن طريـق نمـاذج ميكانيكية جسم الإنسان المشتملة على الأجزاء الصلبة المترابطة بكتلة نهائية حيث يمكن تحديد حركة الثلاث أبعاد للشئ عامـة لنظـام القـوة- العـزم الخارجى ونظام المقيدات تماماً.

تقيدات ومسلمات (افتراضات) Restrictions and Assumptions

تكون قبل العمليات (الإجراءات) من الأفضل إقرار المقيدات والمسلمات التى تطبق للتحليل وهى :

نظام النموذج : System model

يعاد تمثيل النظام الطبيعى المتخصص (أينمـا كـان داخـل جسـم الإنسان، أو أجزاء منه) عن طريق تبسيطك نموذج ميكانيكى يتكـون مـن تجميع الأجزاء الصلبة المتماسكة المرتبطة عن طريق الوصـلات الملسـاء والكروية (مثل مفصل الكرة والحق). يتضمن نظام تعديل العناصر وتمثيلها أجزاء المفاصل عن طريق نماذج وصلة أكثر تعقيداً (مثل السماح للاتصـال النسبى الجزئى فى الوصلة المجاورة التى تقـوم عـن طريـق الانطـلاق، والانتقال) وما خلق القاء الضوء على هذا التحليل.

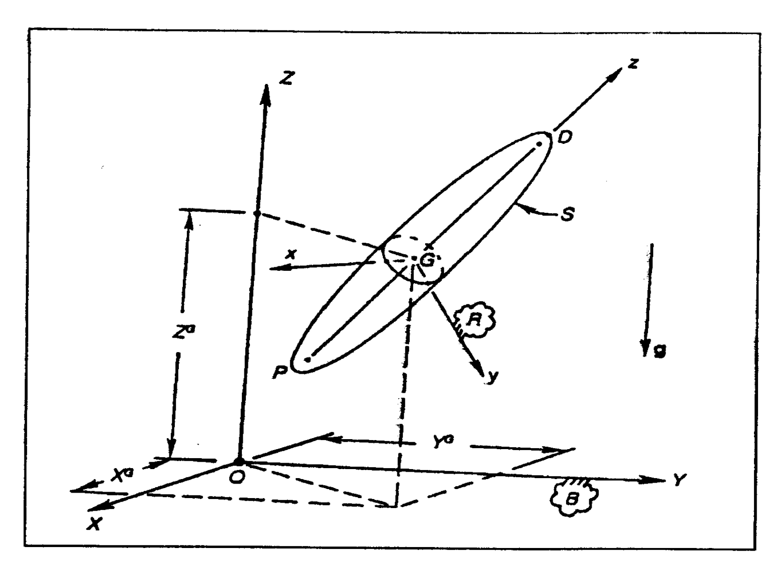
أولا : نظام الإحداثيات والتقيدات :

System coordinates and constraints

عامة نموذج نظام حركة الوصلات فى الثلاث أبعاد ممكن، وأيضاً غير مشروط. يقيد نظام الحركة مبدئياً عن طريق الأجزاء المتداخلة للوصلات، ولكن أيضاً بما يضاف من فعل المقيدات على النموذج خلال النشاط التخصصى (مثل اتصال القدم بالأرض... الخ). كذلك لوصف شكل المسار (مثل يتغير الموضع والتوجيه) للجزء الصلب "S" بالضبط، يتطلب :

- تخصيص الثلاث إحداثيات المستقلة الخطية مثل الإحداثيات المتعامدة (X, Y, Z) لخصائص موضع النقطة (S) (مثل مركز ثقل الكتلة G) بالنسبة لنقطة الأصل (O) (نقطة تلاقى الإحداثيات المتعامدة الثلاث) لبعض الإحداثيات المتعامدة لنظام شامل Global system أو لإطار مرجعى OXYZ:B (مع اتجاه المحور Z عمودى لأعلى).
- تخصيص الإحداثيات الثلاثة للزاوية المقررة (مثل Cardan angles، ϕ, θ, ψ، أنظر المرفق A) لأصل موضع نظام الإحداثيات المتعامدة المطوقة باحكام ل(S) (مثل الإطار المرجعى، GXYZ:R، مع المنشأ عند G) بالنسبة لنظام الشامل B.

تعميم الإحداثيات الستة المستقلة ($X^G, Y^G, Z^G, \phi, \theta, \psi$) تستخدم لتخصيص متغير الموضع Local، والمتجه Orientation ل(s) (أو نظام الموضع R المتحكم فى S عند G) بالنسبة للنظام الشامل B (شكل ٢-١).

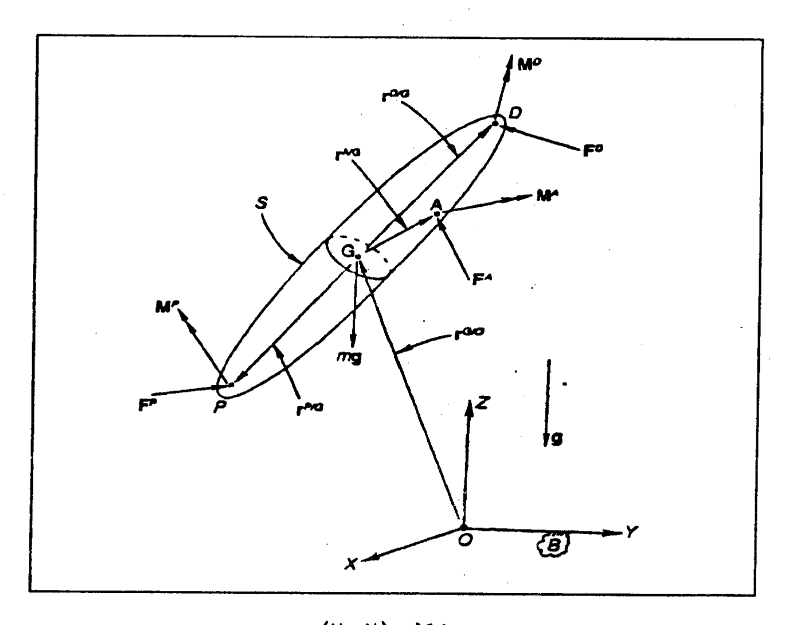


شكل (٢-١)

النظام الإحداثى الشامل OXYZ:B، نقطة أصله O، ومحوره Z المتجه عمودياً لأعلى، والجزء الصلب تماماً (S) مع النظام الإحداثى المتعامد لوضعه GXYZ:R الثابت فى S عند CG، النقطة G ومحورها Z حول المحور الطولى Longitudinal axis الهندسى للكتلة المتماثلة الموصلة للنقطة الأدنى P (Proximal) والنقطة الأقصى D (Distal) للوصلات

نظام القوة الخارجية والازدواج : External force couple system

كل نظام للجزء S الصلب المتمثلة له نقطتى اتصال قريبة Proximal (P) وبعيدة Distal (D) عندما تعمل قوة محصلة الوصلة، وقوة محصلة عزومها على S (مثل F^P، M^P عند النقطة P، M^D، F^D عند النقطة D أنظر شكل ٢-٢).



شكل (٢-٢)

عمل مركبات نظام القوة الخارجية عامة- والازدواج على العضو الصلب تماماً

لذلك، يعمل نظام القوة الخارجية- الازدواج على العضو S تمامـــاً ويشتمل على :

أ) F^P، M^P عند P حيث أن P الموضع النسبى من G عن طريق $r^{P/G}$.

ب) F^D، M^D عند D حيث أن D الموضع النسبى من G عن طريق $r^{D/G}$.

جـ) mg عند G، حيث أن G الموضع النسبى لنقطـــة الأصـــل O لُنظـــام الشامل B عن طريق $r^{G/O}$.

د) F^A، M^A عند A حيث أن A الموضع النسبى gG عن طريق $r^{A/G}$.



محصلة القوة F، ومحصلة العزوم M^G حول G تساعد مع نظام القوة الخارجية. الازدواج كذلك تعطى عن طريق :

$$F = F^P + F^D + F^A + mg \quad (1)$$

$$M^G = (r^{P/G} \times F^P) + (r^{D/G} \times F^D) + (r^{A/G} \times F^A) + M^P + M^D + M^A \quad (2)$$

حيث أن X تشير إلى الاتجاه المنتج.

متجه R : GXYZ فى S، Orientation of R : GXYZins.

من أجل التبسيط والملاءمة لكل جزء صلب فى نظام النموذج سوف نسلم بأن له محور طويلى للتماثل الهندسى للكتلة الذى يمر من خلال P ,D والذى كذلك على خط مركز ثقل كتلتها G. نظام الموضع GXYZ:R فى S عند G سوف يكون متجهاً ومثبت فى S إلى حد أن محاورها X ,Y ,Z تكون المحاور الأساسية للقصور الذاتى لـS عند G، مع تطابق المحور Z مع المحور الطولى الهندسى وتماثل الكتلةو.

مشكلة الديناميكا المعكوسة :

المشاكل الميكانيكية التخصصين هنا، واحدة من التى يتكرر مواجهتها فى الأبحاث البيوميكانيكية وعممت باسم المشاكل الديناميكية المعكوسة Grownin Shield & Brand (١٩٨١م)، فى معظم المشاكل المتداولة، مسار شكل النظام الحلقى يكون معروفاً (مثل، تغير زمن الإحداثيات الستة المستقلة المعممة التى تصف شكل كل نظام للعنصر (S) فى النظام الشامل (B) المحدد). استخدمت Eulare أو Lagrange فى تحديد المركبات غير المعروفة لنظام القوة الخارجية الازدواج والتى تجمع لإنتاج هذه الحركة المعلومة.

معادلات التحكم : Governing equations

تدرس هنا فقط العمليات الناتجة من معـــادلات كـــل مـــن Euler، وLagrange من أجل نموذج نظام الحركة، والطرائق الأخرى للحصـــول على معادلات نظام الحركة (مثل الطرائق المتغيرة) خارج نطاق حدود هذه المقالة.

ثانياً : الأسس النظرية : Theoretical basis

نفترض أن القارئ متآلف علـــى المنـــاهج والإجـــراءات للتحليـــل الميكانيكى المستخدمة لوصف حركة الجسم الصـــلب فـــى البعـــدين (2-D) (مثلاً، نسبياً تعطى المادة لطلبة الكلية علم الطبيعة (الفيزياء)، الهندسة ومنهج علم الديناميكا (القوة المحركة)، وغالباً تستخدم الكميات المتجهة فى الجبـــر، والكميات المتجهة فى حساب التفاضل والتكامـــل، والـــتحكم الأولـــى فـــى المعادلات المختلفة، والمصفوفات... الخ). ومع مثل هذه الخلفيـــة والجهـــد الإضافى، يمكن للفرد أن يفهم استعمال انتشار منهجية البعدين لتحليل الثلاث أبعاد لحركة الجسم الصلب عامة.

ملحوظة : مع ذلك، هذا العرض لا يجب اعتباره معالجة شاملة، حتى مـــن أجل المواقف السهلة جداً والتى يستحق وضعها فى الاعتبار.

مهام تمهيدية (أولية) : Preliminary tasks

من المسلم به أن نظام النموذج، نظم الإحداثيات الشاملة والموضـــع، والإحداثيات المعممة المختارة للعضو، ضرورية لإتمـــام بعـــض الأعمـــال التمهيدية الإضافية قبل تركيب معادلات Euler، أو معـــادلات Lagrange لنظام النموذج.

خصائص القصور الذاتى (باراميترات أجزاء الجسم) :

Inertia properties (body segment parameters)

من أجل كل جزء من (S) ضرورى التعرف عن طريق التقـــدير أو القياس المباشر على الكتلة (m)، موضع مركز ثقل كتلة الجسم G، والســت مركبات المستقلة ٣×٣ = ٩ عناصر، تماثل، مصفوفة القصـــور الـــذاتى I^G لمركز الكتلة، عبر عنها باصطلاحات إحداثيات نظام موضـع R، تلك الست عناصر المستقلة لمصفوفة القصور الذاتى للعناصر تشتمل على الثلاث عزوم للقصور الذاتى التى تظهر كعناصر قطرية.

$$
\begin{aligned}
I^G_{xx} &= \int (y^2 + x^2)\, d\, m \\
I^G_{yy} &= \int (z^2 + x^2)\, d\, m \qquad (3) \\
I^G_{zz} &= \int (x^2 + y^2)\, d\, m
\end{aligned}
$$

تظهر الثلاث نواتج للقصور الذاتى متماثلة كأبعاد قطرية للعناصـــر، (لاحظ، الإشارة الجبرية السالبة الاصطلاحية فى هذه التعريفات) :

$$
\begin{aligned}
I^G_{xy} &= \int - x\, y\, d\, m = I^G_{yx} \\
I^G_{yz} &= \int - y\, z\, d\, m = I^G_{zy} \qquad (4) \\
I^G_{zx} &= \int - z\, x\, d\, m = I^G_{xz}
\end{aligned}
$$

كذلك مصفوفة القصور الذاتى لمركز الكتلة يمكـــن تفاضـــل، فـــى إحداثيات نظام موضع R،

$$
r^G = \begin{bmatrix} I^G_{xx} & I^G_{xy} & I^G_{xz} \\ I^G_{yx} & I^G_{xy} & I^G_{yz} \\ I^G_{zx} & I^G_{zy} & I^G_{zz} \end{bmatrix} = (I)^{GT} \qquad (5)
$$

حيث أن T ترمز إلى تغيير الموضع، وتشير إلى أن I^G مصفوفة متماثلة.

يلاحظ أنه يسبب كون نظام الموضع R ثبت فــى (S) عنــد G، S صلبة، إحداثيات R للقصور الذاتى لمركز الكتلة I^G تكون ثابتة ولا تتغيــر عند تحرك (S) فى النظام الشامل (B). ويلاحظ أيضاً أنه من أجل اختلاف الاتجاهات R المثبت فى S، تأخذ عناصر القصور الذاتى لمركز الكتلــة I^G قيم ثابتة مختلفة، وعن McGill & King (١٩٨٩م) يمكن رؤية أن هنـــاك دائماً يوجد متجه جزئى خاص من أجل محور (R): GXYZ فى (S) يسمى المحور الرئيسى لمتجه عزم القصور الذاتى، لدرجة أن (أ) جميــع النـــواتج الثلاثة لعزم القصور الذاتى المستقلة تتلاشى بالتدريج، (ب) تشتمل الـــثلاث محاور الأساسية المسئولة عن عزم القصور الذاتى على أكبر وأصغر عزوم للقصور الذاتى الممكنة لجميع المحاور المارة خــلال G (مركــز الكتلـــة). بالرجوع إلى المسلمات السابقة أنه للجزء S محور طولى Z للتماثل الهندسى والكتلة والذى يمر خلال D, P وتحتوى على G ويشير إلى العزم الأساسى للقصور الذاتى عند G عن طريق :

$$I_{xx}^G = I_{yy}^G = I_t^G; \; I_{zz}^G = I_1$$

مصفوفة عزم القصور الذاتى لمركز كتلة العضو I^G يمكــن كــذلك توضيحها لموضع إحداثيات R :

$$I^G = \begin{bmatrix} I_{xx}^G & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy}^G & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz}^G \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} I_t & 0 & 0 \\ 0 & I_t & 0 \\ 0 & 0 & I_t \end{bmatrix} = (I)^{GT} \quad (6)$$

الكينماتيكا : Kinematics

التصغير : Letting

$$q = [X^G, Y^G, Z^G, \phi, \theta, \psi]^T = [q_1 \ldots q_6]^T$$

بالإشارة إلى متجه ٦×١ للإحداثيات المعممة القياسية qK (k= ١ و... و٦) للجزء S للنموذج، من الضرورى كتابة جميع المعادلات المقيدة المناسبة حيث يجب أن تكون قيم الستة إحداثيات تكفى لكل أجزاء نظام الحركة. وتعتبر هذه المهمة مشكلة خاصة (أنظر المثال التالى) تظهر هنا كنتيجة فى مجموعة كتلة مستقلة، قياسية، مشتقة يمكن دائماً توضيحها فى صورة :

$$C(q, t) = 0 \qquad (7)$$

حيث أن m x t للمتجه C – دالة لنظام الإحداثيات العامة qk ولأول مرة فرصة لزمن، t لأجل نموج النظام المكون من أعضاء صلبة عددها N، والإحداثيات العامة للمتجه q فى المعادلة (٧) تكون متعلقة كست أعضاء صلبة × ٧ متجه مركب من جميع ٦ × ١، وN المولدة لإحداثيات المتجهات للأجزاء الفردية Nonholomic (مثلها المختلفة ولكن ليست لها القدرة على التكامل) ثابتة، واختلافات الثوابت التى تدخل فى التكامل ولكن لم تعثر عليها تترك نسبياً ولا تدخل فى هذا التحليل.

تستكمل أعمال الكينماتيكا الأولية باظهار المشتقات لكل سرعة لمركز ثقل كتلة العضو (V^G) والسرعة الزاوية للزاوية Ω (أوميجا) كدوال لتوليد الست إحداثيات للعضو لمشتقات زمنها. هذه العملية تقود إلى استخلاص السرعة V^G من العلاقة :

$$V^G = d(r^{G/O})\, dt = d\left(\overset{\bullet G}{X_i} + \overset{\bullet G}{Y_j} + \overset{\bullet G}{Z_k}\right) dt = X^G I + Y^G J + Z^G K \quad (8)$$

حيث تشير النقطة على الحرف إلى اشتقاق الزمن، الحروف K, J, I على التوالى تشير إلى وحدة المتجهات المشتركة الموجبة لكل من Z,Y,Z على التوالى للنظام الشامل B. متابعة الزوايا والاختلاف فى أجزاء

الإحداثيات المستقل أنظر المرفق (A)، السرعة الزاوية Ω يمكــن التعبيــر عنها فى وضع أجزاء R.

$$\Omega = \Omega, i + \Omega, j + \Omega, k \qquad (9)$$

حيث أن :

$$\begin{aligned} \Omega x &= \dot{\phi}\, c\theta\, c\psi + \dot{\theta}\, s\psi, \\ \Omega y &= -\dot{\phi}\, c\theta\, s\psi + \dot{\theta}\, c\psi, \\ \Omega z &= \dot{\phi}\, s\theta + \dot{\psi}, \end{aligned} \qquad (10)$$

مع K, J, I كمتجهات الوحدة يشترك مع محاور Z, Y, X الموجبة نسبياً فى وضع نظام R، والرموز "S" و"C" تشير إلى دوال الجيب وجيــب التمام على التوالى.

كمية الحركة الزاوية : Angular momentum

تشتمل المهمة التمهيدية الأخيرة كتابة مصطلح لكــل كميــة حركــة زاوية حول مركز ثقلها G. لوحظت كمية المتجه هــذه عــن طريــق H^G، ويمكن التعبير عنها فى وضع أجزاء R

$$H^G = I^G\Omega + H^G_x i + H^G_y j + H^G_z k, \qquad (11)$$

حيث أن :

$$\begin{aligned} H^G_x &= I^G_{xx}\ \Omega x, \\ H^G_y &= I^G_{yy}\ \Omega y, \\ H^G_z &= I^G_{zz}\ \Omega z, \end{aligned} \qquad (12)$$

ثالثاً : معادلات إيولير Euler's equations

تصف معادلات Euler بتوافق حركة جسم صلب منفرد أو حينما يتجمع معاً، الحركة لمجموعة أجسام صلبة متصلة N. هذه المعادلات تربط القوة الخارجية الناتجة (F) واللحظة الخارجية الناتجة عن مركز الكتلة $G(M^G)$ والتى تمثل كل جسم صلب S إلى الحركة لـ S والتى تقدمها هذه الكميات الكينتيكية. تعتبر معادلات Euler امتداد لقانون نيوتن الثانى للحركة (F= m a) وتعتبر الترتيب الثانى، معادلات تفاضلية عادية والتى تعبر عن القانونين الأول والثانى لايولير للحركة للأنظمة متعددة الذرات ماكجيل وكنج (١٩٨٩م)، حينما يكون النظام جسم صلب منفرد مع مركز الكتلة G هذين القانونين يمكن التعبير عنهما كما يلى :

القانون الأول لإيولير : Euler's first law

مبدأ حركة مركز الكتلة أو مبدأ كمية الحركة الخطية يأخذ الشكل :

$$F = m\,a^G \qquad (13)$$

حيث أن F = القوة الخارجية التى تعمل على S (المعادلة ١)، m = كتلة العضو، a^G = عجلة لـ G (قوة القصور الذاتى شكل (١-٣ب) كما هو معطى عن طريق الاشتقاق الزمنى لـV^G فى المعادلة (٨) وبناء عليه معادلة

$$a^G=d(V^G)/dt=d\left(\dot{X}^G i+\dot{Y}^G j+\dot{z}^G k\right)/dt=\left(\ddot{X}^G i+\ddot{Y}^G j+\ddot{z}^G k\right) \qquad (14)$$

حيث النقطة فوق الحرف المزدوجة تشير إلى الاشتقاق الثانى بالنسبة للزمن (العجلة).

القانون الثانى لايولير : Euler's second law

$$M^G= \dot{H}^G \qquad (15)$$

حيث أن M = محصلة فعل العزم الخارجى على S حول G كما فى المعادلة (١)، $\dot{H}^G$ = كمية الحركة الزاوية كمشتقة بالنسبة للـــزمن للعضـــو حول G كما فى المعادلة (١١). لاحظ أن المعادلة (١١) تعطـــى $\dot{H}^G$ فـــى وضع مركبات R، واشتقاق زمنها يمكن التعبير عنه جرين وود (١٩٨٨م).

$$
\begin{aligned}
\dot{H}^G = & \left[I^G_{xx}\dot{\Omega}x - \left(I^G_{yy} - I^G_{zz}\right)\Omega y\Omega z\right] i \\
& + \left[I^G_{yy}\dot{\Omega}y - \left(I^G_{zz} - I^G_{zz}\right)\Omega z\Omega x\right] j \qquad (17) \\
& + \left[I^G_{zz}\dot{\Omega}z - \left(I^G_{zz} - I^G_{yy}\right)\Omega x\Omega y\right] k
\end{aligned}
$$

وضع مركبات R لسرعة الزاوية Ω فى المعادلة (١٦) تعطى فـــى المعادلة (١٠) واشتقاقات الزمن فى هذه المركبات يمكن التعبير عنها كمـــا يلى:

$$\dot{\Omega}x = \ddot{\phi}\, c\theta\, c\psi - \ddot{\phi}\, \ddot{\theta} s\theta c\psi - \ddot{\phi}\, \ddot{\psi} s\theta s\Psi + \ddot{\theta}\, s\, \dot{\Psi}\, c\, \psi;$$

$$\dot{\Omega}\, y = \ddot{\phi}\, c\theta s\psi + \dot{\phi}\, \dot{\theta}\, s\theta s\psi - \dot{\phi}\, \dot{\Psi}\, c\theta s\psi + \ddot{\theta}\, s\psi + \dot{\theta}\, \dot{\Psi}\, s\psi \qquad (17)$$

$$\dot{\Omega}\, z = \ddot{\phi}\, s\theta + \dot{\phi}\, \dot{\theta}\, c\theta + \ddot{\Psi}$$

وهكذا العضو الصلب الفردى S، ومعدلات ايـــولير تعتبـــر نظـــام لمعادلتين مستقلتين المتجه (المعادلتين ١٣، ١٥) أو نظام الســـت معـــادلات قياسية مستقلة. تكتب الثلاث معادلات القياســـية تبعـــاً للمعادلـــة (١٣) فـــى مركبات B الشامل، والمعادلات الثلاثة القياسية وفقـــاً للمعادلـــة (١٥) فـــى مركبات الوضع R، يمكن التعبير عن المعادلات الســـتة القياســـية لايـــولير بالنسبة لحركة S فى المرجع الشامل الشكل B كما يلى :

$$F_x = m \overset{\bullet}{X}^G$$
$$F_y = m \overset{\bullet}{y}^G \qquad (18)$$
$$F_z = m \overset{\bullet}{z}^G$$

$$M_x^D = I_{xx}^G \overset{\bullet}{\Omega} x \left(I_{yy}^G - I_{zz}^G\right)\Omega y \Omega z,$$
$$M_y^D = I_{yy}^G \overset{\bullet}{\Omega} y \left(I_{zz}^G - I_{xx}^G\right)\Omega z \Omega z, \qquad (19)$$
$$M_z^D = I_{zz}^G \overset{\bullet}{\Omega} z \left(I_{xx}^G - I_{yy}^G\right)\Omega x \Omega y,$$

حيث أن F من المعادلة (١) تعبر عنها فى مركبات B الشاملة كمـــا يلى :

$$F = F_x i + F_y j + F_z k$$

و M^G من المعادلة (٢) معبر عنها فى وضع مركبات R

$$M^G = M_x^G i + M_y^G j + M_z^G k$$

إن استعادة محاور Z, Y, X لـR هى محاور رئيسية للقصور الذاتى من أجل S عند G عن طريق :

$$I_{xx}^G = I_{yy}^G = I_t, \; I_{zz}^G = I_t,$$

وباستخدام المعادلة (١٠) والمعادلة (١٧) والمعادلـــة (١٩) يمكـــن إعادة الصياغة باصطلاحات الثلاث زوايا لكاردان ومشتقاتها الزمنية.

$$M_x^G = I_t\left(\dot{\phi}\, c\theta c\psi + \ddot{\theta}\, s\psi + \dot{\theta}^2\, s\theta s\psi - 2\dot{\phi}\,\dot{\theta}\, s\theta c\psi\right) - It\, \dot{\theta}^2\, s\theta c\theta s\psi -$$
$$\dot{\phi}\,\dot{\theta}\, s\theta c\psi + \dot{\phi}\,\dot{\Psi}\, c\theta s\psi - \dot{\theta}\,\dot{\Psi}\, c\psi;$$
$$M_y^G = I_t\left(-\dot{\phi}\, c\theta s\psi + \ddot{\theta}\, c\psi + \dot{\theta}^2\, s\theta c\theta c\psi - 2\dot{\phi}\,\dot{\theta}\, s\theta s\psi\right) - It \qquad (20)$$
$$\dot{\theta}^2\, s\theta c\theta c\psi + \dot{\phi}\,\dot{\theta}\, s\theta s\psi + \dot{\phi}\,\dot{\Psi}\, c\theta s\psi - \dot{\theta}\,\dot{\Psi}\, s\psi;$$
$$M_z^G = I_t\left(\dot{\phi}\, s\theta + \ddot{\psi} + \dot{\phi}\,\dot{\theta}\, c\theta\right)$$

بالنسبة لجسم فردى صلب، المعادلات التفاضلية المستقلة الستة لايولير معاً فى معادلات تقليدية جبرية مستقلة m كشكل نظام المعادلات جبرية تفاضلية قياسية ٦+m هوج (١٩٩٢م) التى تحكم حركة S فى شكل المشهد الشامل B عندما ننظر فى مصطلحات مشكلة الديناميكا المعكوسة المشتركة، معادلات الحصر m (معادلة ٧) يمكن استخدامها لتقليل عدد النقاط التى يجب أن تكون أولية لكى تحدد الحركة غير المستقلة لجوانب اليد اليمنى لمعادلات ايولير، وهذه المعادلات حينئذ يمكن حلها للمركبات الستة القياسية غير المعروفة من نظام ازدواج القوى الخارجية المتمثلة فى S.

بالنسبة لنظام النموذج مع أعضاء صلبة متصلة N، نجمع معادلات ايولير القياسية المستقلة 6N معاً مع المعادلات القياسية المستقلة m تشكل نظام من معادلات جبرية تفاضلية قياسية 6N+m والتى تحكم حركة النظام فى شكل المشهد الشامل B عندما ننظر فى مصطلحات مشكلة الديناميكى العكسية المشتركة، معادلات الحصر m (معادلة ٧) يمكن استخدامها لتقليل النقاط التى يجب أن تكون أولية لكى تحدد الحركة غير المستقلة لجوانب اليد اليمنى لتجميع معادلات ايولير وهذا التجميع لمعادلات قياسية 6N يمكن حينئذ أن تحل لمعظم المركبات القياسية 6N لنظام ازدواج القوى الخارجية المشتركة المتحدة.

رابعاً : **معادلات لاجرانج** : Lagrange's equation

من المحتمل أن تستخدم معادلات لاجرانج لوصف حركة جسم صلب فردى أو حركة النظام لمركبات صلبة متصلة هذه المعادلات التى يمكن أن تشتق من معادلات ايولير لأنظمة متعددة الأجزاء جرين وود (١٩٩٢م).

تنسب حركة المجموعة إلى عزم القوى الخارجية التى تـؤدى إلـى عمل مؤثر على النظام أثناء إزاحة مؤثرة مقبولة مختصة بالكينماتيكا (إزاحة من الدرجة الاولى أو لا نهائية الصغر الذى تكفى كل المقيدات على إحداثيات مطلقة للنظام).

لوحظ هذا لأن القوى الناتجة المتحدة تؤثر على إتمام عمل الأجـزاء المجاورة، عمل مؤثر غير محبك على أجسام متعددة (فعل العمل المؤثر على جزء واحد متحد مشترك يكون مساو فى الأهمية لكن العكـس فـى إشـارة جبرية للعمل المؤثر التام على الجزء المتحد المشترك الأخر). هـذه القـوى التقليدية غير عاملة لا تظهر فى معادلات لاجرانج.

من هنا معادلات لاجرانج لا يمكن أن تستخم مـن خـلال العلاقـة لمشكلة الديناميكى المعكوسة المشتركة، لكى تحدد القوى الناتجة المشـتركة المؤثرة على الأجزاء المجاورة فى أنظمة الأجسام المتعددة.

قبل استنباط معادلات لاجرانج بعض المهام التمهيدية الإضافية يجب أن تكتمل، وهذه تشمل المصطلحات مشتقة للطاقـة المحركـة للنظـام (T) وطاقة جهدها التجاذبية V ونظام لاجرانج L وقوتها المطلقة الفعالة G.

طاقة الحركة : Kinetic energy

لكل عضو صلب S طاقة حركية T^S يمكن التعبير عنها كما يلى :

$$T^s = T^s v = T^s \Omega \qquad (21)$$

حيث أن :

$$T^s v = (1/2)m\,(V^G)^T\,V^G = (1/2)m\left[\left(\dot{X}^G\right)^2 + \left(\dot{y}^G\right)^2 + \left(\dot{z}^G\right)^2\right] \qquad (22)$$

تكون طاقة الحركة الانتقالية :

$$T^S\Omega=(1/2)\Omega^T H^G=(1/2)\left[I_{xx}^G(\Omega x)^2 + I_{yy}^G(\Omega y)^2 + I_{zz}^G(\Omega z)^2\right] \quad (23)$$

تكون طاقة الحركة الدورانية لنظام مكون من N الأعضاء الصلبة المنفصلة، ونظام طاقة الحركة T ببساطة جبرياً مجموع الطاقات الحركية العضوية

$$T = \Sigma\,(T^s) \quad (24)$$

طاقة وضع الجاذبية : Gravitational potential energy

لكل عضو S، طاقة وضع الجاذبية V^s يمكن التعبير عنها كما يلى:

$$V^s = m\,g\,z^G \quad (25)$$

حيث أن m هى كتلة العضو، وهى عجلة الجاذبية الأرضية، z^G تركز إلى الإحداثى العمودى لـ G فوق المستوى الأفقى X، Y للنظام الشامل B. من أجل أى نظام للأجزاء الصلبة المتصلة، يكون نظام طاقة وضع الجاذبية V هو ببساطة حاصل الجمع الجبرى لطاقات وضع الجاذبية العضوية

$$V = \Sigma(V^s) \quad (26)$$

اللاجرانية : Lagranian

من أجل ميكانيكية النظام المركب من عضو صلب أو أكثر، تحدد الإجرائية المشتركة L كما يلى :

$$L = T - V \quad (27)$$

حيث أن V, T معطاة فى المعادلتين (٢٤، ٢٦) على التوالى.



المبدأ العام من تفاصيل مختلفة للقوة : Generalized force

المبدأ العام من تفاصيل مختلفة للقوة Q لميكانيكية أى نظام حيث أن nx1 للمبدأ العام من تفاصيل مختلفة للمتجه الإحداثى q يكون المتجـــه nx1 المتحصل عليها عن طريق عمل فعلى. يحدث δ1N لميكانيكية النظام عـــن طريق اشتراك نظام ازدواج الحركة الكينماتيكية. وبـــالرغم مـــن الوصـــف التفصيلى لمفهوم الشغل الفعلى يكون وراء مجال هذه المقدمة تلخيص وجيز للعملية مطلوب لبناء نشاط المبدأ العام من تفاصيل مختلفة للقوة Q تظهر فى معادلات لاجرانج عرضت فى الملحق B.

$$Q = \Sigma [(D^A)^T F^A] + \Sigma(J^T M^A) - K^T U \qquad (28)$$

بمطابقة المعادلة (٢٨) مقدار الجانب الأيمن الأول ينفذ على القـــوى الخارجية F^A المؤثرة على النظام عند نقـــاط A (ماعـــدا قـــوى الجاذبيـــة) المصفوفة المتطابقة D^A تحدد عن طريق سرعة A كما هو معطى بواسطة معادلة (B.1)، مقدار قيمة حاصل الجانب الأيمن الثانى ينفذ على كل العزوم الخارجية N^A المؤثرة على النظام عند نقاط A، المصفوفة المتطابقة J تحدد عن طريق السرعة الزاوية للعضو الذى يحتوى على A كما هو معطى عن طريقة معادلة (B.4) تحدد المصفوفة المحصورة K إذا تواجدت عن طريق تقيدية أسية تامة معادلة (٧) كما هو معطى عن طريق معادلة (B.v) وتكون (U) المتجه المتعدد للاجرانج المتجه مع المتغيرات على إحـــداثيات مطلقـــة للنظام.

من أجل نظام ميكانيكى متغير أسمى تام لأعضاء صلبة متصلة حيث يكونها معين عن طريق متجه إحداثى مطلق q مع مركبات qk(k-1,...,n)n يمكن التعبير عن معادلة لاجرانج كما يلى :

$$D(\delta L/\delta \dot{q} k/dt - \delta L / \delta q_k = Q'_k, k= 1, \dots , n \qquad (29)$$

حيث أن نظام لاجرانج L يدد عن طريق معادلة (٢٧) متجه Q قوى مطلقة نشطة لنظام لديه مركبات n كما هو معطى Q, K عن طريق المعادلة (٢٨) هكذا، معادلات لاجرانج تكون مجموعة من المعادلات التفاضلية العادية من الترتيب الثانى القياسى المستقل n التى تسبب حركة النظام (المعبر عنها فى مصطلحات الإحداثيات q_k المطلقة للنظام ومشتقاتهم الزمنية) إلى القوى الخارجية F^A والعزم الخارجى M^A والتغيرات الاسمية التامة U التى تقدم معاً هذه الحركة.

فى غياب التغيرات، إحداثيات n المطلقة q_k تعتبر معادلات لاجرانج مستقلة معادلة (٢٩) تشكل نظام من معادلات تفاضلية قياسية مستقلة التى تحكم سلوك النموذج.

عندما ننظر فى العلاقة لمشكلة الديناميكا العكسية المشتركة من هذه المعادلات القياسية n يمكن استخدامها لتوضح على الأكثر مكونات قياسية غير معروفة n من نظام ازدواج القوى الخارجية المشتركة التى تؤدى عمل مؤثر على النظام أثناء إزاحة فعالة لعلم الديناميكا المجرد مع ذلك لو q_k الإحداثيات المطلقة n مقيدة لتكفى المعادلات الاسمية التامة القياسية المستقلة m (يجب أن تلحق معادلة لاجرانج القياسية n معادلة (٢٩) لكى تشكل معادلات جبرية تفاضلية مناسبة التى تحكم سلوك النموذج.

عندما ننظر فى العلاقة لمشكلة الديناميكا المنعكسة المشتركة فى هذا النظام من معادلات قيسية $(n+m)$، يمكن أن تستخدم لتغير على الأكثر مركبات قياسية غير معروفة $(n+m)$ من نظام ازدواج القوة الخارجية المشتركة التى تؤدى عمل فعال على النظام أثناء إزاحة مؤثرة مسلم لها لعلم الديناميكا المجرد. للعضو S محور صلب منفرد مع متجه إحداثى مطلق.

$$q = [X^G, Y^G, Z^G, \phi, \theta, \psi]^T = q_1 , \dots q_6]^T$$

هذه التحركات فى النظام الشامل B يخضع إلى نظام ازدواج القـــوة الخارجية مع قوى ناتجة F والعزم الناتج عن $(M^G)^G$ معطى عـــن طريـــق المعادلتين (١، ٢) على التوالى ومعادلة لاجرانج (٢٩) يمكن التعبير عنهـــا كما يلى :

$$m\,\ddot{X}G = F_x,$$

$$m\,\ddot{Y}G = F_y, \qquad (30)$$

$$m\,\ddot{Z}G = F_z,$$

$$I_t\left(\ddot{\phi}c^2\theta - 2\dot{\phi}\,\dot{\theta}s\theta c\theta\right) + It\left(\ddot{\phi}s^2\theta + \dot{\psi}\,s\theta + 2\dot{\phi}\,\dot{\theta}s\theta c\theta + \dot{\theta}\,\dot{\psi}c\phi\right) =$$

$$M_x^G c\theta c\psi - M_y^G c\theta s\psi + M_z^G s\theta \qquad (31)$$

$$I_t\left(\ddot{\theta} + \dot{\phi}^2 s\theta c\theta\right) - I_t\left(\dot{\phi}^2 s\theta c\theta + 2\dot{\phi}\,\dot{\psi}c\phi\right) = M_x^G s\,\psi - M_y^G c\psi;$$

$$I_t I_t\left(\dot{\phi}s\theta + \ddot{\psi} + \dot{\phi}\,\dot{\theta}c\theta\right) = M_z^G \qquad (32)$$

حيث أن F يعبر عنها فى مركبات B الشامل، M^G يعبر عنها فـــى مركبات R الموضعية :

$$I_{xx}^G = I_{yy}^G = I_i,\ I_{zz}^G = I_i \qquad (33)$$

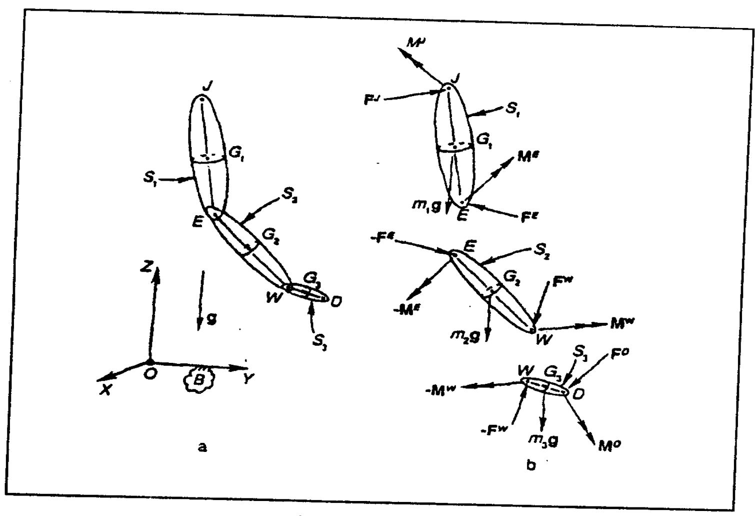
تطبيقات على معادلات لاجرانج :

Application of Lagrange's equations

ربما تستخدم معادلات لاجرانج لوصف سلوك (تصرف) نظم نماذج البحث فى تنوع واسع من فحوصات الميكانيكا الحيوية. تستخدم الأمثلة التالية لتوضح اشتقاقهم فى اثنين فى المواقف الجارية الشائعة.

مثال (١) : ثلاث أجزاء، نموذج عقدة واحدة لتوضـــيح تطبيـــق معـــادلات لاجرانج لأنظمة مشكلة كتجمعات لأجزاء صلبة كبيرة متصلة عـــن طريق مفاصل السلسلة الكروية، تعتبر الثلاث أجزاء الأولى نمـــوذج

منحنى مفتوح شكل (١-٣أ، ب) مثل الطرف العلــوى مــع نقــاط W,E,J ترمز إلى الكتف والكوع والرسغ على التوالى.



شكل (١-٣)

(a) ثلاث أجزاء، عقدة مفتوحة، نموذج ميكانيكى من الطرف العلوى يتحرك فى حركة عامة 3-D تنسب إلى نظام B الإحداثى الشامل OXYZ مع نقاط W,E,J تمثل مفاصل الكتف والكوع والرسغ على التوالى

وفى تركيب نموذج هذا النظام يحدد عن طريــق ١×١٢ متجــه q الإحداثى المطلق حيث الأعضاء الثلاثة الأولى لــq تكون أعضاء B الشاملة المستقلة الثلاثة (Z^J, Y^J, X^J) من المتجه $I^{I/O}$ التى تحدد المفصل المتحــرك (J) بالنسبة إلى (O) والأجزاء التسعة المتبقية مــن q تكــون المجموعــات الثلاثة للزوايا الثلاثة المستقلة لزوايا كردان $(\phi_i, \theta_i, \psi_i;\ 1,2,3)$ التى توجه

كل عضو (S_1) من الكتلة (M_1) (أو R_1: $Z_1Y_1X_1G_1$) الراسخة فـــى S_1 عند G_1 بالنسبة إلى النظام الشامل B لذا :

$$q=[X^j,Y^j,Z^j,\phi_1, \theta_1, \psi_1, \phi_2, \theta_2, \psi_2, \phi_3, \theta_3, \psi_3]= [q_1,...q_1] \quad (34)$$

معادلة اختلاف السرعة لنقطتين G, P المثبة فى العضو S الصـــلب تأخذ الشكل التالى جرين وود (١٩٨٨م) :

$$V^G = V^P + (\Omega \times r^{G/P}) \quad (35)$$

حيث أن V^G هى سرعة G، Ω هى السرعة الزاوية لـS (معطاة فى مصطلحات من زوايا فردية لهذا العضو ومشتقاتهم الزمنيـــة عـــن طريـــق معادلات (٩، ١٠)، V^P هى سرعة P، $r^{G/P}$ أبعاد G بالنسبة لـP (وأيضـــاً يمكن التعبير عنها بمصطلحات زوايا كاردان). من هنا نبـــدأ بالعضـــو S_1 والتحرك بعيداً خلال النظام المتصل، يمكن استخدام المعادلة (٣٥) بالتتـــابع لكتابة Y^G لكل عضو كدالة لمركبات الأجزاء q ومشتقاتهم الزمنية. عندئذ يمكن استخدام المعادلة (٢١) من خلال المعادلة (٢٤) للتعبيـــر عـــن نظـــام الطاقة الحركية T كدالة لمركبات q ومشتقاته الزمنية بأسلوب متشابه، قانون إضافة المتجه

$$r^{G/O} = r^{G/P} + r^{P/O} \quad (36)$$

يمكن استخدام تكرراية ارتباط Z^i لكل عضو إلى Z^j والتسع زوايـــا لكاردان التى توجه الثلاث أعضاء فى النظام الشامل B. وهنا يمكن استخدام المعادلتين (٢٥، ٢٦) للتعبير عن نظام طاقة وضـــع الجاذبيـــة (V) كدالـــة لمركبات q.

يعطى نظام لاجرانج L عن طريق المعادلة (٢٧) حيث يمكن التعبير عنها حينئذ كدالة لمركبات q ومشتقاته الزمنيـــة، وجوانـــب اليـــد اليســـرى لمعادلات لاجرانج (المعادلة ٢٩) يمكن أن تنشأ بطريقـــة روتينيـــة النظـــام ١٢×١ لنشاط المبدأ العام من تفاصيل مختلفة لمتجه القوة.

$$Q' = [Q'_1, \dots Q'_{12}]^T$$

يمكن الحصول عليه عن طريق تشييد عمل مؤثر δW لكل عضو S_1 باستخدام معادلة (ب١٢)، مجموع تلك الثلاثة جبرياً. مقياس يشير إلى شكل العمل الفعال النشط للنظام $\delta W'$، وعندئذ تستخدم المعادلة (ب-١٣) لتحديد القوة القياسية العامة Q'_k المطابقة لكل إحداثي عام $q_k (K=1, ..., 12)$ استرجاع أن قوى الجاذبية تهمل عندما نسحب كل عمل حيوى لنظام نشاط العضو، وأن محصلة القوى الناتجة للنظام المتداخل للمفصل W, E فعل شغلها الحيوى على نظام الثلاثة أعضاء صفر تماماً، هذه العملية تقود إلى النتائج التالية (أنظر الرسم البيانى شكل (٢-٣)).

$$\delta W'_3 = \Sigma(\delta W'_i) = \Sigma(Q'_k \, \delta q_k) \qquad (37)$$

حيث أن :

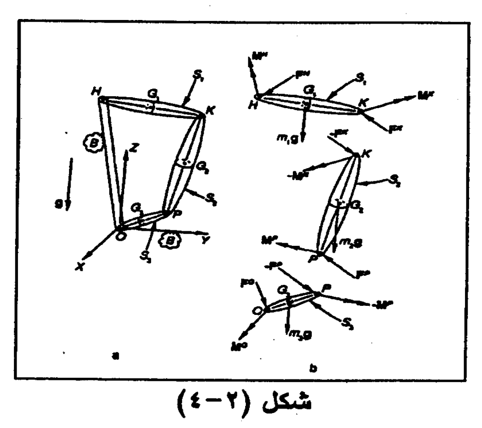
$$\delta W'_3 = (F^D)^T \delta r^D + (M^D - M^W)^T \delta \pi_3,$$
$$\delta W'_3 = (M^W - M^E)^T \delta \pi \qquad (38)$$
$$\delta W'_1 = (F^i)^T \delta r^j + (M^E - M^J)^T \delta \pi_i, \ \Sigma (Q'_k \delta q_k) = (F^D)^T \delta r^D + (F^j)^T \delta R^J + (M^J)^T \delta \pi + (M^W) (\delta \pi_2 - \delta \pi_3) + (M^E)^T (\delta \pi_1 - \delta \pi_2) \qquad (39)$$

وهنا محصلة القوى عند نظام أطراف المفاصل D، J تساهم فى نشاط القوى القياسية المطلقة Q'_k محصلة عزوم المفصل عند نظام المفاصل المتداخلة W, E تساهم فى معادلات Q'_k كدالة لدوران الحيوى للمفصل (مثل الاختلافات بين الدوران المؤثرة للجزء المجاور).

تحقق القوى المطلقة للنظام Q'_k على الجانب الأيمن لمعادلات لاجرانج (المعادلة ٢٩) من معادلة (٣٩) ومعادلات لاجرانج فى النهاية يمكن عندئذ أن تبنى. عندما ننظر فى العلاقة لمشكلة ديناميكية معكوسة مشتركة، يمكن استخدام هذه المعادلات القياسية المستقلة الاثنى عشر لتحديد على الأكثر ١٢٢ معادلة كيناتيكية قياسية غير معروفة. لأن محصلات F^D، M^D عند D كما هو معروف (إما تطابق مساوى للصفر أو قياس اختيارياً أثناء

حركة النظام) تشير المعادلة (٣٩) إلى أن معادلات لاجرانج يمكن استخدامها لتحديد المعادلات غير المعروفة الحركية القياسية الاثنى عشر المتبقية (مثل: لمحصلة قوى المركبات الثلاث غير المعروفة للمفصل F^J عند J + ٣×٣=٩ مركبات لمحصة عزوم المفصل غير المعروفة M^J عند J M^E عند E، M^W عند W).

مثال (٢) : أربعة أعضاء، نموذج حلق مغلق : كتوضيح ثانى للتطبيقات لمعادلات لاجرانج لأنظمة الأجسام المتعددة الأجزاء (الأعضاء) صلبة كبيرة متصلة عن طريق مفاصل كروية، تعتبر أعضاء رباعية، نموذج حلقة مغلق شكل (٢-٤أ، ب)، مثلاً، الطرف السفلى مضاف لنظام عجلة ثابتة مع ثلاث أعضاء حركية– الفخذ S_1، الساق S_2، القدم S_3– وهى جزء واحد ثابت– شكل العجلة الممتد يصل مركز الترس O وأعلى الفخذ H ومع حلقة متداخلة P, K تعبر عن الركبة وحلقة (تجمع) القدم على التوالى، لاحظ أن هذا النموذج المبسط لا يسمح بحركة القدم بالنسبة إلى الساق عند مفصل القدم.



شكل (٢-٤)

(a) عضو رباعى، حلقة مغلقة، نموذج ميكانيكى للطرف السفلى + نظام عجلة تتحرك عامة فى ثلاث أبعاد حركية مرتبطة بنظام إحداثى شامل OXYZ:B، مع النقاط P,K,H تمثل أعلى الفخذ والركبة وبدال الراوبط على التوالى، (b) أشكال هندسية لأجسام حرة منفصلة لثلاث أعضاء لنظام متحرك

يمكن تحديد شكل نموذج هذا النظام عن طريق ٩×١ لإحداثى متجه q المطلق، حيث التسع مركبات $q_k(k=1, \ldots, 9)$ هى المجموعات الثلاثة لزوايا كاردان المستقلة $(\phi_i, \theta_i, \psi_i, 1, 2, 3)$ التى توجه كل من حركة العضو S_i مع الكتلة m_i (أو Ri : Gi Xi Yi Zi راسخ فى s_1 عند G_1 بالنسبة لنظام الشامل B. على عكس المثال السابق الذى فيه النظام لأجسام متعددة حلقية مفتوحة أخذ فى الاعتبار المركبات المطلقة للمتجه q المستخدم لتخصيص شكل هذا النظام الحلقى المغلق الكافى لاستقلال المعادلات الثلاثة المقيدية القياسية. هذه المعادلات المقيدية هى المركبات الثلاثة القياسية لمتجه المعادلة الذى تعبر عنه الحقيقة التى يجب أن تسمح للأربعة أعضاء المتداخلة فى النظام للتشكيل الحلقى المغلق. هذه الحلقة المغلقة يمكن التعبير عنها كما يلى :

$$r^{H/O} = r^{H/K} + r^{K/P} + r^{P/O} \qquad (40)$$

حيث أن كل موضع متجه نسبى فى المعادلة (٤٠) يمكن كتابته كدالة لمركبات العضو q، لذلك تعتبر المعادلة (٤٠) التقيد الرسمى الذى يمكن كتابته فى شكل المعادلة (٧) حيث أن c تكون دالة لمتجه ٣×١ لمركبات q، والزمن لا يظهر بوضوح.

الإجراءات المماثلة فى الطرق التى تقدمت فى المثال السابق للحلقة المفتوحة، اسهامات العضو الفردية للطاقة الحركية للنظام T، وطاقة جاذبية الوضع V تعتبر البناء الأول فى مصطلحات التسعة القياسية المطلقة لمركبات q_k ومشتقاته الزمنية. إضافة هذه الكميات العضوية لتشكيل نظام الطاقات المتطابق، ينشأ نظام (L) للاجرانج (معادلة ٢٩) يمكن تحديدها عندئذ فى شكل روتينى.

يمكن الحصول على مركبات القوة النشطة المطلقة للعضو Q'_k ٩×١ متجه Q من إحداثيات مطلقة مقيدة، عن طريق تغير الأعضاء المستخدمة فى

المثال السابق للحلقة المفتوحة حيث الإحداثيات المطلقة q_k كانت غير مقيـدة يشمل هذا التغير تقديم متجه U المتعدد لاجرانج ٣×١ غير المعـروف فـى التعبير لـQ معطى فى المعادلة (٢٨) حيث العمـل المـؤثر النشـط التـام (المنهى) عن طريق تقيدات اسمية يعطى بواسطة المعادلة (١٥-ب) والقـوة المطلقة النشطة المتطابقة تعطى عن طريق المعادلة (١٦-ب). هكذا بأسلوب متشابه لهذا المستخدمة فى المثال السابق للحلقة المفتوحة، الشـغل المـؤثر النشط لنظام حلقى مغلق δW (أنظر أشكال هندسية لجسم حر شكل (٢-٤) يمكن التعبير عنه كما يلى :

$$\delta W' = \Sigma (\delta W'i) + \delta Wc = \Sigma (Q'_k \, \delta \, q_k) \qquad (41)$$

حيث أن :

$$\begin{aligned} &\delta W'_3 - (M^O - M^P)^T \, \delta\pi_3, \\ &\delta W'_2 - (M^P - M^K)^T \, \delta\pi_2, \qquad (42) \\ &\delta W'_1 - (M^K - M^H)^T \, \delta\pi_1, \\ &\delta \, W^c = U^T \, k \, \delta q \end{aligned}$$

و يمثل فعل الشغل الحيوى النشط عن طريق المقيدات. لذا :

$$\Sigma(Q'_k\delta q_k)= (M^O)^T \, \delta\pi_3 + (M^H)^T \, \delta\pi + (M^P)^T \, (\delta\pi_2 - \delta\pi_3)+ (M^K) \;\; T \, (\delta\pi_1 - \delta\pi_2) \, U^T \, K \, \delta q \qquad (43)$$

لاحظ أن محصلة قوة المفصل لا تساهم فى كميات Q'_k، ومحصـلة العزم عن المفاصل الطرفية H, O تساهم فى الدوران الحيـوى المناسـب للعضو على التوالى، بينما محصلة عزوم المفصل عند المفاصل المتداخلـة P,K تساهم فى الدوران الحيوى المناسب على التوالى (مثل، الاختلافات بين الدوران الحيوى للعضو المجاور).

تحدد التسع مركبات Q'_k لمتجه القوة المطلقة النشطة Q' التى تظهر على الجانب الأيمن لمعادلات لاجرانج (معادلـة ٢٩) مـن المعادلـة (٤٣) ومعادلات لاجرانج عندئذ يمكن صياغتها هذه المعادلات التفاضيلية القياسـية

المستقلة التسعة زادت عن الثلاث معادلات التقيدية الجبرية القياسية المستقلة (٤٠) لكى تشكل نظام من معادلات جبرية تفاضلية قياسية الاثنى عشر التى تحكم حركة النظام. عندما ننظر فى العلاقة للمشكلة الحركية المنعكسة المشتركة فهذه المعادلات القياسية يمكن استخدامها لتحديد على الأكثر أجزاء قياسية غير معروفة لعزم وقوى خارجية المطبقة التى تؤدى عمل فعال على النظام أثناء إزاحة فعالة مسلم بها حركية. لأن المعادلة (٤٣) تشمل ١٥ كمية حركية وقياسية (عزم ناتج لحلقة رباعية، كل مع ثلاث أجزاء قياسية يضاف إليه الأجزاء الثلاثة القياسية لمتجه U للاجرانج المتعدد). حددت المشكلة الحركية العكسية القياسية المشتركة سابقاً عن طريق بعض الطرق الأخرى (عن طريق قياس اختيارى واحد من محصلة العزوم) هذه الصعوبة هى ظاهرة مميزة تشترك مع الحل لكل المشاكل الحركية المنعكسة للحلقة المغلقة غير النسبية سواء استخدامت معادلات ايولير أو معادلات لاجرانج لوصفى حركة النظام.

قبل ترك هذا المثال من المناسب مناقشة المفاهيم الهامة لدرجات الحرية Degree of fredom والإشارة إلى كيف يمكن تقديم المقيدات البسيطة على المفصل فى التحليل ببساطة عدد درجات الحرية لأى نظام ميكانيكى هى عدد المركبات المطلقة المستخدمة لتخصيص شكله (n) مطروح منها عدد معادلات التقيد المستقلة لتلك المركبات المطلقة الواجبة خلال حركة النظام (m). لذا فى المثال الأول حيث أن كانت المركبات غير المقيدة ١٢ استخدمت لوصف شكل النظام، n=١٢، m=٥، وعدد درجات الحرية تعادل لذلك ١٢. بالتأكيد، نموذج النظام فى المثال الثانى اشتمل على ٩ مركبات مطلقة التى يجب أن تكفى ثلاث معادلات تقيدية اسمية مستقلة (معادلة ٤٠). فى هذه الحجالة n-9، m=3، ولذلك عدد درجات الحرية مهم جداً فى الديناميكا لأن :

أ- خصائص أى نظام مستقل لمجموعة خاصة لمركبات مطلقة n تستخدم لوصف شكل النظام.

ب- تشير إلى كيف يكون عدد تلك المركبات n مستقلاً.

جـ- وهى كذلك تحدد عدد الأحوال الابتدائية التى يمكن تخصيصها بطريقة تحكيمية وبطريقة مستقلة لحل المشكلة الديناميكية بمساعدة مباشرة حيث أن المعادلات التفاضلية للنظام يجب أن تتم للحصول على حل منفردة لحركة النظام (مثال: يعادل العدد مرتين عدد درجات الحرية، وتحديد كل من التشكيل الابتدائى للنظام وحالة سرعته الابتدائية بطريقة فردية).

لتوضيح كيفية التقيدات البسيطة على حركة الفصل يمكن تقديمها بطريقة مناسبة من خلال التحليل، تعتبر التعديل فى المثال الثانى حيث الربط عند النقطة O يكون الآن مدار بسيط مع محورها مثبت لتنسيق مع محور X للنظام B الشامل (أنظر شكل ٤). فى هذه الحالة التوجيه (S3) مفيد مثل هذا كل من θ_3 (q8)، ψ_3 (q9) يجب أن يظل مساوياً للصفر، أثناء حركة النظام θ_3 (97) ويمكن فقط التنويع. هذا التقيد يمكن افتراضه إما على كل المركبات المطلقة التسعة لكن بالإضافة إلى الثلاث معادلات التقيدية المغلقة الاسمية المستقلة (معادلة ٤٠) اثنين من المعادلات التقيدية الاسمية المستقلة.

$$Q8 = 0, q9 = 0 \qquad (44)$$

من هذا العدد الفريد لدرجات الحرية لهذا النموذج الإضافى لمثال التقيد يعطى إما فى الحالة الأولى عن طريق (٩-٢) - ٣ = ٤ أو فى الحالة الثانية ٩-(٣+٢) = ٤. الاختيار المفضل بين تلك الاختيارين هو الأول لأنه يقلل عدد معادلات لاجرانج التى يجب أن تحدث لتصف حركة النظام مع ذلك معادلات تقيدية اسمية لتقليل عدد المركبات المطلقة ليست دائماً الاختيار الملائم من المنظور التحليلى على سبيل المثال بسبب الطبيعة الفائقة للمعادلات الثلاثة التقيدية (معادلة ٤٠) تعتبر إلى حد ما معرقل لاستخدامها

لتقليل المجموعة الابتدائية للمركبات التسعة المطلقة غير المستقلة لمجموعة المركبات الستة المطلقة المستقلة.

مناقشة : Discussion

فيما يلى وصف مختصر لعملية بناء معـادلات ايـولير ولاجـرانج لنماذج ميكانيكية متعددة الأجسام المركبة من أعضاء صلبة كبيرة متداخلـة عن طريق روابط ممهدة ومتحركة فى ثلاث أبعاد تخضع إلى نظـام ازدواج القوى الخارجية العامة والتقيدات المتطابقة.

مثل هذه النماذج تستخدم غالباً فـى فحوصـات ميكانيكيـة حيويـة ومعادلات ايولير ولاجرانج بالرغم من الاهتمام الخاص والأهمية لا تعتبـر معادلات عادية من الدرجة الثانية فقط التى يمكن أن تحدث وتستخدم لوصف وتحليل سير النموذج.

تذكر أن هناك يوجد معادلات تفاضلية من الدرجـة الأولـى تمثـل التكامل للحركة (مثل: تكامل طاقة الشغل وتكامل كمية الحركة الخطية والدفع الزاوى) التى ربما تشتق وتستخدم للحصول على معلومات قيمة عن السلوك الحركى للنظام ومن المهم أيضاً ملاحظة أن يوجد الآن تنوع من حزم برامج كمبيوتر تقليدية التى تسهل إنتاج وحل معادلات الحركـة والتقيـد للنمـاذج الميكانيكية لأنظمة جسم متعدد متصل.

تشير المادة المقدمة فى هذه المقالة إلى كون نوع من نماذج النظـام تراعى معادلات ايولير تكون نوعاً ما أسهل للإنتاج من معادلات لاجـرانج، وأن معادلات ايولير يجب أن تستخدم عندما محصلة القوى غيـر العاملـة يشتمل عليها التحليل، معادلات لاجرانج تكون نوعـاً مـا أكثـر صـعوبة للمركبات لأنها تتطلب بالإضافة إلى ما يلزم لمعـادلات ايـولير لاسـتخدام

التصور لعمل فعال ليحدد القوة المطلقة النشطة Q التى تكون مسئولة عــن حركة النظام.

مقارنة المجموعة الأولى لايولير للمجموعات الثلاثة (معادلــة ١٨) بالمعادلات الثلاثة الأولى للاجرانج (معادلة ٣٠) تبين أنهما متطابقتين كذلك بالمثل المعادلة السادسة للاجرانج (معادلة ٣٢) تكون متطابقة للثالثــة مــن المعادلات الثلاث من مجموعة ايولير الثانية (معادلة ٢٠).

فى النهاية يمكن عرضها عن طريق معالجــة جبريــة للمعــادلات الجبرية الرابعة والخامسة للاجرانج (معادلة ٣١) يمكــن الحصــول عليهــا كتركيبات خطية للمعادلات الثلاثة لمجموعة ايولير الثانية (المعادلة ٢٠) ومن هنا فى مصطلحات لمركبات مطلقة تستخدم فى هذه المقدمة لتحديد تركيب S فى نظام B الشامل، ومعاملات لاجرانج، وايولير تكون معادلات تفاضــلية عادية من التركيب الثانى القياسى المستقلة الستة لأنظمــة متســاوية تمامــاً ومتطابقة تقريباً التى تحكم حركة الثلاث أبعاد لـS فى B.

بدون الالتفات إلى أنه سواء كانت معادلات ايولير أو لاجرانج تكون مبنية فإنه من الضرورى دائماً لاختيار مجموعة مناســبة مــن المركبــات المطلقة لوصف تشكيل النظام لإنشاء الاستقلال لكل المعادلات التقيديــة. إن هذه المركبات يجب أن تكفى أثناء حركة النظام، هذه العملية ربمــا تكــون مهمة أكثر تحدياً تواجه حتى المحلل المجرب لأنها غالبــاً تشــمل التــوازن لأهداف متسارعة أحياناً (بساطة تحليلية ضد سهولة التفسير المادى).

اهتمام خاص فى هذا الاعتبار هو اختيار مركبات ذات زوايا تستخدم لتحديد توجيه الجزء وتتواجد إمكانيات عديدة (زوايا سقوط، زوايا توجيــه، زوايا ايولير، زوايا فردية... الخ). الاعتماد على كيفية اســتخدام معــادلات الحركة لتفسير الاتجاه ضد المشكلة الديناميكية المنعكسة، اختيار المركبــات

ذات زوايا مستقلة (ثلاث زوايا فردية تستخدم فى هذا الفرض ضد تسع زوايا توجيهية غير مستقلة) يمكن أن تؤدى إلى مشاكل عنيفة (مثل gimbal lock) التى تستطيع جعل تكامل معادلات الحركة صعب إذا لم يكن مستحيل.

هناك أمر مهم أيضاص يشترك مع الاختيار لمركبات ذات زوايا إما من أجل أنظمة أجسام متعددة متصلة، كل توجيه جزء يجب أن يحدد بالنسبة إلى نفس هيكل B مرجع شامل (كما يحدث هنا استخدام زوايا فردية مستقلة لتلائم بساط التحليل) أو بالنسبة إلى جزء قريب مجاور ما عدا قطاع استشهاد واحد فى النظام المتصل، الاختيار الأخير غالباص يعرقل تحليلياً مع ذلك ربما يؤيد مرتكز على مثل هذه الاعتبارات مثل الأسلوب فى أى حركات متجمعة كثيراً ما توصل (مرونة جزء الحلقة البعيدة إلى جزء الحلقة المجاورة) السهولة المشتركة لحركات الحلقة مسلم بها تقيدية عندما يكون هذا مناسب (معامل الركبة كحلقة التى لا تسمح أبعاد أو قدوم) والقدرة لنسب محصلة القوى والعزم إلى تركيبات حلقية فردية التى تقدم هذه الكميات الحركية (عضلات، أربطة وعظام).

أخيراً، يجب أن نتأكد أن كل من معادلات لاجرانج وايولير يمكن استخدامها بتوافق لتحليل ليس فقط حركة الأبعاد الثلاثة لأجزاء صلبة لأنظمة أجسام متعددة ولكن أيضاً لحركات البعدين وحالتهما المتوازنة. فى حالات عديدة شرعية النموذج يتطلب البناء والتفسير بمعادلات الأبعاد الثلاثة للأفراد بأن الأخطاء المشتركة مع النموذج المبسط اختيرت للاستخدام تكون فى الحقيقة يمكن اهمالها ولذلك تجاهلها بطريقة أمنة للنشاط تحت الفحص.

الملخص : Summary

تشتمل أبحاث الميكانيكا الحيوية فى الغالب علـــى نمـــوذج مبســـط لميكانيكا أداء الإنسان فى أى نشاط لاشتقاق وحل المعـــادلات التـــى تحكـــم نموذج السلوك، ومصداقية اعادة تكرار النموذج. وأحد النماذج الأكثر انتشاراً فى الميكانيكا الحيوية تمثل جسم الإنسان بمجموعة من الأجزاء الصلبة كشئ مترابط لتطبيق القوى الخارجية والعزم (مثل تأثير قوة الجاذبية الأرضـــية)، والمعادلات المناسبة والأكثر استخداماً والمتحكمة فى حركة الأبعاد الثلاثة فى أكبر النماذج ربما يتم الحصول عليها عن طريق طرائق متنوعة وترجع إلى أسماء مختلفة أو معادة (مثل معادلات كانتى وليفنسون وكانى، ولانجـــرانج، معادلات ايولير، ماك جيل، وهوج... وهكذا).

وتعتبر معادلات كل من ايولير ولاجرانج أنسب المعادلات التى يمكن عن طريقهما إنتاج الكثير من النماذج المبسطة.

ويمكن تمثيل النظام الطبيعى المخصص عن طريق تبسيط نمـــوذج ميكانيكى يتكون من تجميع الأجزاء الصلبة المتماسكة المرتبطة عن طريـــق الوصلات الملساء والكروية (مثل مفصل الكرة والحق). ويتضمن نظام تعديل العناصر وتمثيلها لأجزاء المفاصل عن طريق نماذج وصلة أكثر تعقيداً (مثل السماح للاتصال النسبى الجزئى فى الوصلة المحاورة التى تقاوم عن طريق الانطلاق، والانتقال) وما خلف إلقاء الضوء على هذا التحليل.

اختبر معلوماتك :

١- اشرح نظام النمودج؟

٢- اشرح نظام الإحداثيات والمقيدات؟

٣- ما هى الأسس النظرية الواجب التـآلف معهـا لإجـراء التحليـل البيوميكانيكى؟

٤- اشرح مثال لثلاث أجزاء لتوضح تطبيق معادلات لاجرانج لأنظمـة مشكلة تجمعات لأجزاء كبير صلبة عن طريقة السلسلة الكروية؟

المراجع

1- Crowninshield, R.D. & Brand, R.A.: (1981), The prediction of forces in joint structures: Distribution of intersegmented resultants. In D.I. Miller (Ed.), Exercise and sports science reviews, Vol. 9 (pp. 159-181). Philadelphia: Franklin Institute Press.

2- Greenwood, D.T.: (1988), Principles of dynamics (2nd ed.), Englewood Cliffs, N.J: Prentice Hall.

3- Haug, E.J.: (1992), Intermediate dynamics, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, Kane, T.R. & Levinson, D.A. (1985), Dynamics: Theory and applications, New York: McGraw Hill.

4- McGill, D.J. & King, W.W.: (1989), Engineering mechanics: an introduction to dynamics (2nd ed.), Boston: PWS- Kent, Wittenberg, J. (1977), Dynamics of systems rigid bodies. Stuttgart: Teubner.

الملحقات

ملحق A

Appendix A

اتجاه الجسم الصلب والسرعة الزاوية باستخدام زوايا كاردان

Rigid Body Orientation and angular velocity using cardian angles

يشير Wittenberg (١٩٧٧م) إلى أن زوايا كاردان Cardan الثلاثة ψ, θ, ϕ يختص استخدامها فى توجيه الجزء الصلب S أو توجيه أى موضع لنظام إحداثى متعامد R: GXYZ وجعله جزء لا يتجزأ من S عند مركز ثقله G وبوحدة الكميات المتجهة k, j, i بالنسبة لأى نظام إحداثى شامل متعامد (القصور الذاتى) B: OXYZ (بنقطة أصل O واتجاه المحور Z عمودى لأعلى، ووحدة الكميات المتجهة k, j, i).

من أجل التبسيط والملاءمة نسلم بأن المحور الخاص بنظام الموضع R، والنظام الشامل B global system مبدئياً متماثل (مثل مرور خط G بنقطة الأصل O)، وبداية توجيه R يرمز له بالرمز R_i : $GX_iY_iZ_i$ بوحدة الكميات المتجهة :

$$i_1 = I; j_i = J; k_i = k$$

للحصول على أى تحكم فى التوجيه النهائى لنظام موضع R (أو S) بالنسبة للنظام الشامل B أقر تتبع الدورانات البسيطة التالية :

١- أى دوران ابتدائى لتوجيه R(Ri)R خلال زاوية كاردان ϕ حول المحور Xi=X (شكل A-١)، النتيجة فى اتجاه جديدى لى Ri يرمز لها بالرمز R2: $GX_2Y_2Z_2$ بوحدة الكميات المتجهة k, j, i حيث أن :

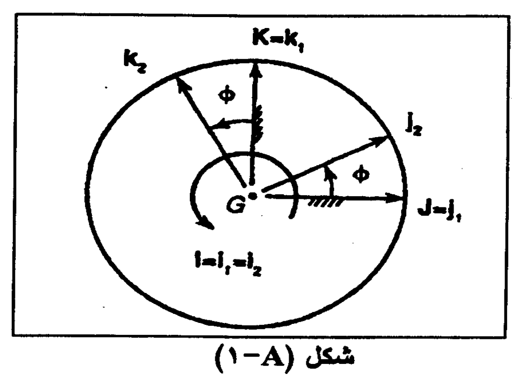
$$I = i_1 = i_2 ,$$
$$J = J_i = c\phi j_2 \; 0 \; S\phi k_2, \qquad (A\text{-}1)$$
$$K = k_1 = S\phi j_2 + c\phi k_2$$

وتشير الرموز (C)، (S) إلى cos، sin على التوالى،/ والسـرعة الزاوية للمتجه الجديد R2 إلى Ri =B، ويرمز لها بالرمز Ω2/B ويمكـن ايضاحها بالعلاقة التالية :

$$\Omega\, 2/B = \dot{\phi}\; i2 \qquad (A\text{-}2)$$

٢- أى دوران فى الوسط لى R2 خلال الزاوية θ لكاردان حـول المحـور الرأسى Y_2 (شكل A-٢)، النتيجة اتجاه حديد لى R2 يرمز له بـالرمز $R3{:}GX_3Y_3Z_3$ بوحدة الكميات المتجهة i_3, j_3, k_3 حيث أن:

$$i_3 = c\theta \; i_3 + s\theta k_3$$
$$j_3 = J_3 \qquad (A\text{-}3)$$
$$k_2 = - S\theta \; i_3 + c\theta \; k_3$$

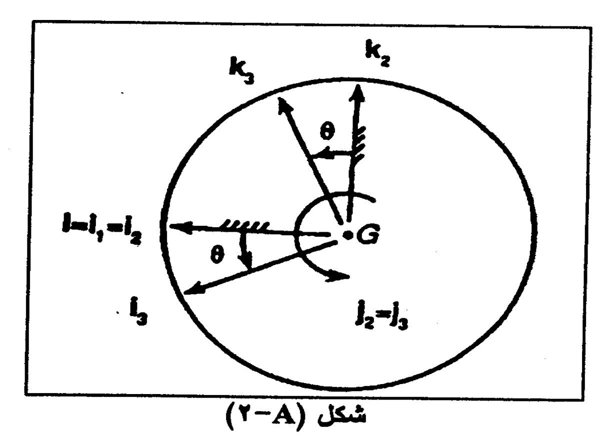


شكل (A-١)

زاوية كاردان ϕ التى توجه وحدة الكميات المتجهة لأول نظام إحداثى متوسط $R2{:}\ GX_2Y_2Z_2$ بالنسبة لوحدة الكميات المتجهة k_1, j_1, i_1 لبداية النظام الإحداثى $FX_1Y_1Z_1$:B:OXYZ =R1 (بوحدة الكميات المتجهة k,j,i)

السرعة الزاوية لى R3 بالنسبة إلى R2، يرمز لها بالرمز Ω3/2، ويمكن توضيحها :

$$\Omega_{3/2} = \dot{\phi} j_3$$



شكل (A-٢)

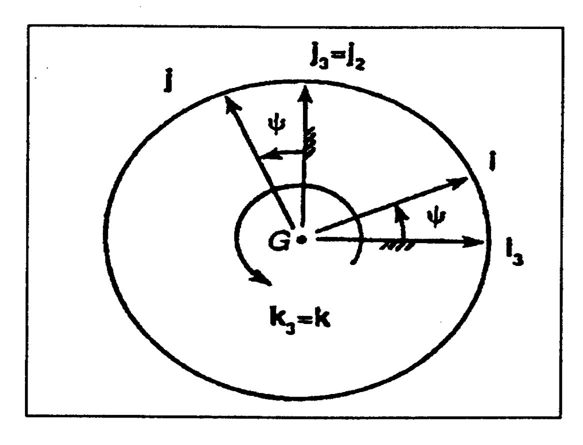
زاوية كاردان التى توجه وحدة الكميات المتجهة i_3, j_3, k_3 للنظام الإحداثى المتوسط الثانى $R3: GX_3Y_3Z_3$ بالنسبة لوحدة الكميات المتجهة k_2, j_2, i_2 للنظام الإحداثى المتوسط الأول $R2: GX_2Y_2Z_2$

٣- الدوران النهائى لى R3 خلال زاوية كاردان ψ حول المحور Z شكل (A-٣)، النتيجة اتجاه جديد لى R3 يرمز له بالرمز R: GXYZ بوحدة الكميات المتجهة k, j, i حيث أن :

$$i_3 = c\psi i - s\psi j$$
$$j_3 = S\psi i + c\psi j, \qquad (A\text{-}5)$$
$$k_3 = k$$

السرعة الزاوية لى R (أو S) بالنسبة لى R3 يرمز لها بالرمز $\Omega_{R/3}$ ويمكن توضيحها :

$$\Omega_{R/3} = \dot{\psi}\, k \qquad (A\text{-}6)$$



شكل (A-٣)

زاوية كاردان التى توجه وحدة الكميات المتجهة k, j, i لموع نظام الإحداثى R: GXYZ بالنسبة لوحدة الكميات المتجهة k_3, j_3, i_3 للنظام الإحداثى المتوسط الثانى $R3: GX_3Y_3Z_3$

تصغير $\Omega = \Omega^{R/B}$ تشير إلى السرعة الزاوية لـــى S (أو لموضـــع نظام R المتحد مع S كجزء واحد عنـــد G) بالنســـبة للنظـــام الشـــامل B، واستخدام الكميات المتجهة كقانون إضافى، Ω (الســـرعة الزاويـــة) يمكـــن ايضاحها :

$$\Omega = \Omega_{R/3} = \Omega_{R/3} + \Omega_{3/2} + \Omega_{2/B} = \dot{\psi}\, k + \dot{\theta}\, j_2 + \phi i_2 \qquad (A\text{-}7)$$

باستخدام معادلات وحدة الكمية المتجهة للانتقال (A-3)، (A-6)، Ω فى المعادلة (A-7) يمكن إعادة صياغتها فى موضع إحداثيات R.

$$\Omega = \Omega_x\, i + \Omega_y\, j + \Omega = k \qquad (A\text{-}8)$$

حيث :

$$\Omega_x = \dot{\phi}\, c\theta\, c\psi + \dot{\theta}\, s\psi;\quad \Omega_y = -\dot{\phi}\, c\theta\, s\psi + \dot{\theta}\, c\psi; \qquad \text{(A-9)}$$

$$\Omega_z = \dot{\phi}\, s\,\theta + \dot{\psi}$$

تنبيه : Ω دالة خطية للزمن– ومشتقات الثلاث زوايا لكاردان التى توجه S فى النظام الإحداثى الكروى B. تفاضل مركبات السرعة الزاوية Ω للموضع R فى المعادلة (A-9) بالنسبة للزمن يعبر عنها جبراً كما يلى :

$$\dot{\Omega}_x = \dot{\phi}\, c\theta c\psi - \dot{\phi}\,\dot{\theta} s\theta c\psi - \dot{\phi}\,\dot{\psi} c\ddot{\theta} s\psi + \ddot{\theta}\, s\psi + \dot{\theta}\,\dot{\psi} c\psi,$$

$$\dot{\Omega}_y = -\dot{\phi}\, c\theta s\psi + \dot{\phi}\,\dot{\theta} s\theta s\psi - \dot{\theta}\,\dot{\psi} c\theta c\psi + \ddot{\theta}\, c\psi - \dot{\theta}\,\dot{\psi} s\psi, \quad \text{(A-10)}$$

$$\dot{\Omega}_z = \dot{\phi}\, s\theta + \dot{\phi}\,\dot{\theta} c\theta + \ddot{\psi}$$

ملحق B

Appendix B

مفاهيم الشغل الفعال

Virtual Work Concepts

يحدث الشغل الفعال بواسطة القوى الخارجية وفعل العـزوم علـى العضو الصلب S الذى يمكن الحصول عليه عن طريق تحديد الشغل التـام بواسطة هذه الكميات الديناميكية، تعامل كمتجهات ثابتة أثناء إزاحة مـؤثرة سلم بها حركياً لنقاط تطبيق القوى والدورات المؤثرة المسـلم بهـا حركيـاً للعضو جرين وود (١٩٨٨م).

ازاحات فعالة ودورات مؤثرة :

Virtual displacemtns and virtual rotations

إزاحة مؤثرة مسلم بها كينماتيكياً لنقطة A مثبتة فى S تكون إزاجة دقيقة جداً لــA (تفاضلية من الدرجة الأولى) التى تحدث يتوقف وقت ثابت ومتطابق مع التقيدات (معادلة ٧) وبالعكس تكون تعسفية.

إزاحة فعالة لنقطة A المثبتة فى S توجد مباشرة مـن V^A، متجـه ٣×١ الذى يشير إلى سرعة A لاستعادة ذلك V^A يمكن دائماً التعبير عنه فى مصطلحات V^A، Ω (جرين وود ١٩٨٨م).

$$V^A = V^G + \Omega \times R^{A/G},$$

حيث $R^{A/G}$ تحدد A بالنسبة إلى G، واستعادة معـادلات (٨)، (٩)، (١٠) تشير إلى أن V^G، Ω تكون كل من الوظائف الخطية لأجزاء q الستة، من هنا فإنه من الممكن دائماً التعبير عن V^A فى الشكل (B-١).

$$V^A = D^A \dot{q} + E^A, \qquad (B\text{-}1)$$

حيث D^A تكون دالة مصفوفة ٣×٦ نقطة غير مستقلة مناسبة q و e^A إذا تواجدت تكون دالة متجه ٣×١ المتطابق لـq إعادة كتابة معادلة B-1 فى شكل مثمر.

$$D\, r^{A/O} = D\, d\, q + e^A\, d\, t \qquad (B\text{-}2)$$

الإزاحة الفعالة لـA المثبتة فى S يشار إليها عن طريق δR^A والتى يمكن الحصول عليها عن طريق احلال كل d فى معادلة B-2 وحينئذ تركيب δt = صفر من هنا

$$\delta r^A = D^A\, \delta q \qquad (B\text{-}3)$$

حيث متجه ٦×١ $\delta q=\{\delta X^G, \delta Y^G, \delta Z^G, \delta\phi, \phi\psi\}^T$ تشـــير إلـــى التغير الفعال فى متجه مركبات مطلقة للعضو q.

الدوران الفعال S يوجد بطريقة مباشرة من Ω المتجه ٣×١ الـــذى يشير إلى الدوران الفعال لـS لأن المعادلات (٩)، (١٠) تشـــير إلـــى أن Ω تكون الدالة الخطية Ω وq يمكن التعبير دائماً عنها.

$$\Omega = J\, \dot{q} + h; \qquad (B\text{-}4)$$

حيث J تكون مصفوفة دالة ٣×٦ لـq جزء غير مستقل مناســـب وh إذا تواجدت تكون دالة متجه ٣×١ الـq المتطابق واستخدام الافتراض الملائم أن Ω يمكن التعبير عنها كاشتقاق لمتجه ٣×١ π، معادلة B-4، يمكن كتابتها فى شكل تفاضلى

$$D\, \pi = J\, d\, q + h\, d\, t \qquad (B\text{-}5)$$

الدوران المؤثر S يشار إليه عن طريق $\delta\pi$، ويمكن الحصول عليـــه عن طريق احلال كل D فى معادلة B-5 مع δ وحينئذ تركيب $\delta t=0$ ومـــن هنا :

$$\delta\, \pi = J\, \pi\, q \qquad (B\text{-}6)$$

إذا قيد متجه q مركبة مطلقة للجزء عن طريق معادلـــة (٧) حينئـــذ اشتقاق الزمن لمعادلة (٧) يجب أيضاً أن يكفى أثناء حركة النظام بأجزاء q ويمكن دائماً كتابتها بالشكل

$$\dot{c} = K\dot{q} + 1 = 0 \qquad \text{(B-7)}$$

حيث K تكون مصفوفة دالة mx6 جزء غير مستقل مناســب q و ١ إذا تواجد يكون دالة المتجه mx1 المتطابق q.

إعادة كتابة معادلة B-7 فى شكل تفاضلى مثمر تكون :

$$K\, d q + 1\, dt = 0 \qquad \text{(B-8)}$$

المعادلة التقييدية المتجهة التى يجب أن تكفـــى عـــن طريـــق كـــل التغيرات الفعالة المسلم بها حركياً فى متجه مركبات مطلق للجزء يشار إليها عن طريق δq ويمكن الحصول عليها عن طريق استبدال كل d فى المعادلة B-8 مع δ وحينئذ تركب $\delta t=0$ ومن هنا δq المسلم بها حركيـــاً يجـــب ان تكفى.

$$K\, \delta q = 0 \qquad \text{(B-9)}$$

عمل مؤثر وقوة فعالة : Virtual work and generalized force

العمل المؤثر التام عن طريق قوة F^A تطبق عند نقطة المثبتة فى S ويشار إليها عن طريق δW^F يكون العمل التام عن طريق F^A أثناء إزاحـــة مؤثرة مسلم بها حركياً لـA هكذا :

$$\delta W^F = (F^A)^T\, \delta r^A, \qquad \text{(B-10)}$$

حيث F^A تعامل كمتجه ثابت أثناء δr^A والعنوان T يشير إلى التغير بالتشابه للعمل المؤثر التام عن طريق زوج من العزم التام M^A المطبق لـS عند النقطة A المشار إليها عن طريق δW^M يكون العمل التام عن طريـــق M^A أثناء دوران مؤثر مسلم به حركياً لـS هكذا :

$$\delta W^M = (M^A)^T \delta \pi \qquad (B\text{-}11)$$

حيث M^A تعامل كمتجه ثابت أثناء $\delta\pi$، العمل المؤثر الإجمالى على S عن طريق نظام ازدواج القوة الخارجية، يشار إليه عن طريق δW يكون فقط القيمة الجبرية للعمل المؤثر التام عن طريق كل قوة وكل عزم خارجى الذى يؤثر فى S هكذا.

$$\delta W = \Sigma(\delta W^F) + \Sigma(\delta W^M) = \Sigma[(F^A)^T \delta r^A] + \Sigma[(M^A)^T \delta\pi] \quad (B\text{-}12)$$

حيث العنوان A ينوب عن أى نقطة عند أى قــوة خارجيـــة F^A أو عزم خارجى M^A يطبق على S.

معادلات معوض عنها (B-12)، (B-6)، (B-3) تنتج :

$$\delta W = (\Sigma[(F^A)^T D^A] + \Sigma[(M^A)^T]) \, 6q - Q^T \delta q = \delta q^T Q \quad (B\text{-}13)$$

حيث (B-14)

$$Q = \Sigma[(D^A)^T F^A] + \Sigma(J^T M^A) \qquad (B\text{-}14)$$

تكون المتجه للقوة المطلقة ٦×١ المطابق لقطاع q متجــه أحـــداث مطلق ٦×١.

معادلة (B-14) تستخدم لتحديد Q لحظة القوى الخارجية F^A والعزم الخارجى M^A المؤثر على S قد تحقق ولحظة كل الكميات الحركية المناسبة (D_A لكل قوة F^A، J للجزء) قد تحددت فـــى غيـــاب المعـــادلات التقييديـــة (معادلات ٧)، أجزاء q تكون مستقلة وعملية تحديد Q من معادلـــة B-14 تكون مستقيمة وبالرغم من ذلك أحياناً تعارض.

ومع ذلك إذا قيدت أجزاء Q عن طريق المعادلات (٧) أجـــزاء δq يكون أيضاً غير مستقل ويجب أن تكفى معادلة B-9 لكى تكون مســلم بهـــا حركياً، فى مثل هذه الظروف الاشتقاق لمعادلات لاجرانج تتغير عن طريق استحضار نظرية لاجرانج المضعفة (هوج ١٩٩٢) هذه النظرية تؤكد تواجه

متجه μ لاجرانج المضاعف mx1 الوحيد لكن غير معروف السبب الذى ينسب إليه مباشرة إلى متجه q القوى المطلقة المشتركة مع التقييدات المحددة عن طريق معادلة (٧).

العمل المؤثر التام عن طريق هذه التغيرات الاسمية يشار إليها عن طريق δW ويمكن التعبير عنها

$$\delta W^c = (Q^c)^T \delta q = \delta q^T Q^c \qquad \text{(B-15)}$$

حيث

$$Q^c = K^t \mu \qquad \text{(B-16)}$$

تمثل متجه القوة المطلقة المتطابقة للتقييدات الاسمية المعبر عنها عن طريق معادلات (٧). المصفوفة التقييدية K و mx6 يمكن الحصول عليها من معادلة (B-7) والإشارة السالبة فى معادلة (B-16) تكون تقليدية عندما δW^c من معادلة (B-15) تحتوى على معادلة جبرية لعمل مؤثر إجمالى يعطى عن طريق معادلة (B-13) متجه Q القوة المطلقة الإجمالية فى معادلة (B-14) تصبح :

$$Q = \Sigma\,[(D^A)^T F^A] + \Sigma\,(J^T M^A) - K^T \mu \qquad \text{(B-17)}$$

من هنا منحنى الأحداث المطلق q قيد عن طريق معادلات (٧) متجه القوى المتطابق Q يحدد من معادلة (B-17) من متجه μ للاجرانج mx1 غير المعروف.

لتجنب شمول القوى التجاذبية مرتين فى معادلة لاجرانج (فى طاقة وضع التجاذبية V ومرة ثانية فى القوى المطلقة Q) القوى التجاذبية تحذف من المقدار الأول على الجانب الأيمن لمعادلة (B-17) لكل جزء، وسوف نترك ما يشار إليه هنا مثل متجه القوى المطلقة النشطة ويشار إليه عن طريق Q الإحصاء أن النظام الميكانيكى يتركب من اثنين أو أكثر من الأجزاء الصلبة المتداخلة عن طريق روابط كروية ممهدى، محصلة القوى

التى تؤثر على القطاعات المجاورة لا تعمل شبكة عمل مؤثرة على النظـــام أثناء قبول δq حركياً.

من هنا فهم سوف لا يساهموا لـQ للنظام لذلك يمكن تجاهلهم علـــى العكس مع ذلك على محصلة العزم الذى يؤثر على الأجزاء المتجاورة تفعل عامة بعض العمل الشبكى على النظام أثناء δq المسلم به حركياً.

ومن هنا محصلة العزم لا يجب أن ينكر عندما تشـــيد Q باســـتخدام معادلة (B-17).

ملحق C

Appendix C

معادلات لاجرانج لقطاع S صلب فردى

استعادة أن (C-1)

$$q = [X^G, Y^G, Z^G, \phi, \theta, \psi]^T = [q_1, \ldots, q_6]^T$$

تكون المتجه الإحداثى المطلق الذى يحدد تشكيل S فــى نظــام B الكروى ومحاور النظام الموضعى R: GXYZ تكون المحــاور الرئيســية للقصور الذاتى الراسخ فى S عند G مع المحور Z محور طــولي لتناســق كتلي وهندسى.

من هنا كل النتائج الثلاثة للقصور الذاتى تتلاشى عنــدما مصــفوفة القصور الذاتى لمركز الكتلة I^G يعبر عنه فى موضـــع أجـــزاء R والعـــزم الرئيسى المطابق للقصور الذاتى يمكن التعبير عنه.

$$I_{xx}^G = I_{yy}^G = I_t ; I_{zz}^G = I_t \qquad \text{(C-2)}$$

سرعة G يشار إليها عن طريق V^G تعطى فى أجزاء B الشامل عن طريق معادلة (٨) وسرعة S ذات الزوايا يشار إليها بواسطة Ω وتعطى فى أجزاء R الموضعية بواسطة معادلة (٩) حيث هذه الأجزاء R من Ω ويعبر عنها فى المصطلحات من أجزاء تكوينات q ومشتقاتهم فى معـــادلات (١٠) واستخدام معادلات (٢١) إلى أخر (٢٧) للاجرانج لحركـــة S يمكــن الآن التعبير عنها فى مصطلحات لأجزاء Q ومشتقاتهم.

$$L=(1/2)m[(\dot{X}^G)^2+(\dot{Y}^G)^2 + (\dot{Z}^G)^2] +(1/2)/ (\dot{\phi}\, 2c^2\theta+\dot{\theta}^2) \quad \text{(C-3)}$$

$$+ (1/2) / (\dot{\phi}^2 s^2\theta +2\dot{\phi}\,\dot{\psi}\, s\theta+\dot{\psi}^2) = m\, g\, z^G.$$

باستخدام معادلة (C-3) مصطلحات الجانب الأيسر مــن معـــادلات لاجرانج (معادلة ٢٩) يمكن الآن الحصول عليها

$d(\partial L/\partial \dot{q}_1)/dt=d(\partial L/\partial \dot{X}^G)/dt= d(m\dot{X}^G)/dt= m\ddot{X}^G;$

$\partial L/\partial q_1 =\partial L/\partial X^G = 0$

$d(\partial L/\partial \dot{q}_2)/dt=d(\partial L/\partial \dot{Y}^G)/dt= d(m\dot{Y}^G)/dt= m\ddot{Y}^G;$

$\partial L/\partial q_2 =\partial L/\partial Y^G = 0$

$d(\partial L/\partial \dot{q}_3)/dt=d(\partial L/\partial \dot{Z}^G)/dt= d(m\dot{Z}^G)/dt= m\ddot{Z}^G;$

$\partial L/\partial q_3 =\partial L/\partial Z^G = -mg$

$d(\partial L/\partial \dot{q}_4)/dt=d(\partial L/\partial \dot{\phi}^G)/dt\backslash d\backslash I_1 \dot{\phi} c^2\theta +I_1 (\dot{\phi} s^2\theta+ \dot{\Psi} s\theta)]/dt$

$= I_1 (\ddot{\phi} c^2 \theta- 2 \dot{\phi} \dot{\theta} s\theta c\theta +$ (C-4)

$I_1 (\ddot{\phi} s^2\theta+ 2 \dot{\phi} \dot{\theta} s\theta c\theta+ \dot{\Psi} c\theta); \partial L/\partial q_4 =\partial L/\partial \phi = 0$

$d(\partial L/\partial q_5)/dt=d(\partial L/\partial \dot{\theta})/dt= d(I, \dot{\theta})/dt = O_t \ddot{\theta};$

$\partial L/\partial q_s = \partial L/\partial \theta = -1 \dot{\phi}^2 s\theta c\theta + I_t (\dot{\phi}^2 s\theta c\theta + \dot{\phi} \dot{\Psi} c\theta)$

$d(\partial L/\partial q_6)/dt=d(\partial L/\partial \dot{\Psi})/dt= d[I_t \dot{\phi} s\theta] + \dot{\Psi}]/dt$

$= I_t(\ddot{\phi} s\theta+ \dot{\phi} \dot{\theta} c\theta+\ddot{\Psi});$

$\partial L/\partial q_6 = \partial L/\partial \Psi \backslash 0$

للحصول على مصطلحات الجانب الأيمن لمعادلات لاجــرانج (٢٩) أو تكوينات Q متجه القوى المطلقة النشطة، المعادلة الجبرية للعامل المـــؤثر يجب أن تبنى أولاً. استخدم معادلة (B-12) وبحذف القوى التجانبيـــة مـــن نظام ازدواج القوة الخارجية للجزء (لتجنب شـــمولها مـــرتين فـــى معادلـــة لاجرانج) العمل المؤثر للجزء النشط δW يمكن دائماً التعبير عنه.

$\delta W' = (F^T \delta r^G) + (M^G)^T \delta \pi$ (C-5)

حيث القوة الناتجة النشطة للقطاع F تعطى فى مصطلحات للقـوى الناتجة للجزء F (معادلة ١) عن طريق

$$F = (F^P + F^D + F^A) - m\,g\,k = F' - m\,g\,k \qquad (C\text{-}6)$$

المعادلاتن الجبرية لـ πr^G ,,δ يمكن الحصول عليها مـن V^G و Ω نسبياص كما وصف فى الملحق B.

استخدام V^G من معادلة (٨) و Ω من معادلة (A-7) πr^G, $\delta\pi$ يمكن التعبير عنهم فى مصطلحات من متجهات الموجودة للنظام B الكـروى و R الموضعى والأشكال الاستشـهادية الديكارتيـة المتداخلـة $R_1{:}GZ_1Y_1Z_1$ (I=1,2,3)

$$\delta r^G = \delta X^G\,I + \delta Y^G\,J + \delta Z^G\,K \qquad (C\text{-}7)$$

$$\delta\pi = \delta\,\phi\,I_2 + \delta\,\phi\,J_3 + \delta\,\psi\,K \qquad (C\text{-}8)$$

العمل المؤثر الفعال للقطاع δW يعطـى بواسـطة معادلـة (C-5) ويمكن التعبير الآن عنها فى مصطلحات من أجزاء δq

$$\delta W' = [(F')^T I]\,\delta x^G + (F')^T I]\,\delta Y^G + (F')\delta Z^G + \{(M^G)^T i_2\}\,\delta\phi + \{(M^G)^T j_3\}\delta\theta + \{(M^G)^T k\}\delta\psi \qquad (C\text{-}9)$$

الشكل المعادل من δW يعطى بواسطة معادلـة (B-13) يسـتخدم لتحقيق الأجزاء لمتجه القوى المطلقة النشطة Q المتطابقة لمتجـه الأحـداث المطلق q حي

$$Q' = [Q'_x, Q'_y, Q'_z, Q'_\phi, Q'_\theta, Q'_\psi]^T = [Q'_1, \ldots, Q'_6]^T \quad (C\text{-}10)$$

السماح F و F^A يعبر عنهم فى أجزاء B الشامل مثل هذا :

$$F = FxI + FyJ + FzK = F' - m\,g\,k \qquad (C\text{-}11)$$

و

$$F' = F'xI + F'y\,J + F'z\,k = F'xI + F'yJ + (Fz + mg)\,k \quad (C\text{-}12)$$

والسماح لـ M^G يعبر عنها فى أجزاء R الموضعية فى مثل هذا :

$$M^G = M^G{}_x\,j + M^G{}_y\,i + M^G{}_z\,k \qquad (C\text{-}13)$$

الاستخدام لمعادلة (B-13) ومعادلات (C-9) إلــى أخــر (C-13) تؤدى إلى النتائج التالية لمصطلحات الجانب الأيمن لمعادلات لاجرانج :

$$
\begin{aligned}
&Q'_x = (F')^T I = F'_x - F_x ; \\
&Q'_y = (F')^T J = F'_y - F_y ; \\
&Q'_z = (F')^T K = F'_z = F_z + mg; \qquad \text{(C-14)} \\
&Q'_\phi = (M^G)^T i_2 = M^G{}_x\, c\theta\, c\psi - M^G{}_y\, c\theta c\psi + M^G{}_z\, s\theta; \\
&Q'_\theta = (M^G)^T j_3 = M^G{}_x\, s\psi + M^G{}_y\, c\, \psi; \\
&Q'_\psi = (M^G)^T K = M^G{}_z
\end{aligned}
$$

استخدام معادلات (C-4) و(C-14) ومعادلات لاجــرانج القياســية الستة (معادلات ٢٩) لحركة B Sx الآن يمكن كتابتها فى معادلة :

$$
\begin{aligned}
&m\, \ddot{X}^G = F_x ; \\
&m\, \ddot{Y}^G = F_y ; \\
&m\, \ddot{Z}^G = F_z ; \\
&I_1(\ddot{\phi}\, c^2\theta - 2\dot{\phi}\, \dot{\theta}\, s\theta c\theta) + I_t\, (\ddot{\phi}\, s^2\theta + 2\dot{\phi}\, \dot{\theta}\, s\theta c\theta + \\
&\quad \ddot{\Psi}\, s\theta + \dot{\theta}\, \dot{\Psi}\, c\theta) \qquad \text{(C-15)} \\
&\quad = M^G{}_x\, c\theta c\psi - M^G{}_y\, c\theta\, \psi + M^G{}_z\, s\theta; \\
&I_t\, (\ddot{\theta} + \dot{\phi}^2 s\,\theta\, c\,\theta) - I_t\, (\dot{\phi}^2\, s\theta c\theta + \dot{\phi}\, \dot{\Psi}\, c\theta) = M^G{}_z s\, \psi + M^G{}_y c\psi; \\
&I_t\, (\ddot{\phi}\, s\,\theta + \ddot{\Psi} + \dot{\theta}\, \dot{\phi}\, c\theta) = M^G{}_z
\end{aligned}
$$